



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## ALFA MONITOR

ALPHA MONITOR

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. PAVEL PRUDIL

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAR, CSc.

BRNO 2010



**VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií**

**Ústav biomedicínského inženýrství**

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor  
**Biomedicínské a ekologické inženýrství**

**Student:** Bc. Pavel Prudil

**ID:** 83317

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2009/2010

## NÁZEV TÉMATU:

**Alfa monitor**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Rozeberte vlastnosti signálu vytvářeného mozkem a možnosti využití tohoto signálu pro vytvoření biologické zpětné vazby. Věnujte se i problémům snímání tohoto signálu z hlediska požadavků na zesilovače a snímací elektrody. Navrhněte Alfa monitor (zařízení pro vytvoření biologické zpětné vazby), který by byl použitelný pro relaxaci osoby, která jej použije. Parametry tohoto přístroje by měly být následující:

1. Napájení bateriové (s indikací vybitých baterií)
2. Snímání signálu z mozku z povrchu kůže hlavy pomocí tři elektrod (dvě aktivní + jedna elektroda zemní)
3. Výstupem má být kmitočtově modulovaný signál (jako akustický měnič má být použit reproduktor)
4. Citlivost přístroje nastavitelná
5. Hlasitost akustického signálu nastavitelná

V diplomní práci musí být rozbor zadání, návrh obvodů, elektrické schéma a rozpiska součástek.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Mišurec J., Chmelař M.: Elektroencefalografie, Institut pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků v Brně 1990  
[2] Šmíd R.: Technická diagnostika - senzory, metody, analýza signálu. BEN, 2006

**Termín zadání:** 12.10.2009

**Termín odevzdání:** 21.5.2010

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

**prof. Ing. Jiří Jan, CSc.**  
Předseda oborové rady

# LICENČNÍ SMLOUVA

## POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

### 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Pavel Prudil  
Bytem: Ečerova 958/9, 63500, Brno-Bystrc  
Narozen/a (datum a místo): 7.června 1984 v Hradci Králové

(dále jen „autor“)

a

### 2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií  
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00  
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:  
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství  
(dále jen „nabyvatel“)

### Čl. 1

#### Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
  - ☒ diplomová práce
  - ☐ bakalářská práce
  - ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako.....
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Alfa monitor  
Vedoucí/ školitel VŠKP: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.  
Ústav: Ústav biomedicínské inženýrství  
Datum obhajoby VŠKP: 7. nebo 8. června 2010

VŠKP odevzdal autor nabyvateli:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

## Článek 2

### Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užit, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
  - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
  - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
  - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
  - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
  - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

## Článek 3

### Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne 19. května 2010

.....

Nabyvatel

.....

Autor

## Abstrakt

Práce se zabývá problematikou EEG biologické zpětné vazby a možnosti jejího využití pro relaxaci osoby. Věnuje se požadavkům na snímací elektrody a zesilovače biologických signálů.

Hlavní podstatou práce je návrh Alfa monitoru, tedy přístroje, který pro realizaci EEG biologické zpětné vazby využívá elektrické aktivity mozku v oblasti alfa vln. Návrh přístroje zohledňuje požadavky na bezpečnost uživatele. Vlastnosti alfa aktivity vymezují požadavky na obvody, které zpracovávají signál, a na návrh akustického měniče.

Práce obsahuje rozbor zadání, návrh jednotlivých obvodů, celkové elektrické schéma a rozpisku součástek. Celkové elektrické schéma a jednotlivé obvody jsou kresleny v programu EAGLE 5.7.0.

## Klíčová slova

Biologická zpětná vazba, EEG biologická zpětná vazba, Alfa vlny, Alfa monitor, Relaxace

## Abstract

This master's thesis presents the problems of EEG bio-feedback and its application for relaxing a person. It deals with the requirements of the sensing electrode and the biological signal amplifiers.

The main substance of my thesis is the proposal of Alpha monitor, a device that uses the electrical activity of alpha brain waves for the realization of biological EEG feedback. The device concept takes into consideration the requirements of users' security and also characteristics of alpha activity, which define the requirements for signal processing circuits and for propositions of the aural transducer.

This master's thesis analyses given submission, proposes particular circuits, presents the overall electrical diagram and the list of components. The overall electrical diagram and single circuits are drawn within the EAGLE 5.7.0.

## Key words

Biofeedback, EEG biofeedback, Alpha waves, Alpha monitor, Relaxation

PRUDIL, P. *Alfa monitor*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 46s. Vedoucí Diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař. CSc.

# Prohlášení

Prohlašuji, že svoji Diplomovou práci na téma Alfa monitor jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího Diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené Diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 19. května 2010

.....

podpis autora

# Poděkování

Děkuji svému vedoucímu Diplomové práce, doc. Ing. Milanu Chmelařovi CSc., za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování méjí Diplomové práce

V Brně dne 19. května 2010

.....

podpis autora

# Obsah

<b>Úvod</b>	<b>8</b>
<b>Úvod do problematiky</b>	<b>10</b>
<b>1 Biologická zpětná vazba</b>	<b>10</b>
1.1 EEG biologická zpětná vazba.....	11
1.2 EEG aktivita .....	12
1.2.1 Aktivita alfa .....	12
1.2.2 Aktivita beta.....	13
1.2.3 Aktivita theta.....	13
1.2.4 Aktivita delta.....	13
1.3 Alfa monitor .....	14
1.4 Využití alfa monitoru .....	14
1.5 Obecné blokové schéma alfa monitoru .....	14
<b>2 Blokové schéma alfa monitoru</b>	<b>16</b>
2.1 Elektrody .....	16
2.2 Napájení.....	19
2.3 Předzesilovač .....	19
2.4 Selektivní zesilovač .....	20
2.5 Nízkofrekvenční oscilátor.....	21
2.6 Nastavení citlivosti .....	21
2.7 Výkonový zesilovač .....	21
2.8 Akustický měnič .....	22
<b>Návrh přístroje</b>	<b>23</b>
<b>3 Návrh jednotlivých částí Alfa monitoru</b>	<b>23</b>
3.1 Návrh napájecího zdroje.....	23
3.1.1 Energetická rozvaha.....	23
3.1.2 Zdroj elektrické energie .....	24
3.1.3 Počet akumulátorů v baterii .....	25
3.1.4 Stabilizátor napětí .....	25
3.1.5 Indikace vybití akumulátorů .....	26
3.1.6 Zdroj záporného napětí .....	28
3.1.7 Elektrické schéma bateriového zdroje .....	29
3.2 Návrh vstupního zesilovače.....	30



3.3	Návrh selektivního zesilovače .....	32
3.4	Návrh nízkofrekvenčního oscilátoru .....	34
3.5	Nastavení citlivosti .....	37
3.6	Návrh výkonového zesilovače.....	37
3.7	Návrh regulátoru hlasitosti .....	38
3.8	Návrh koncového stupně .....	38
<b>4</b>	<b>Celkové elektrické schéma Alfa monitoru</b>	<b>41</b>
<b>5</b>	<b>Závěr</b>	<b>42</b>
<b>6</b>	<b>Seznam literatury</b>	<b>44</b>
<b>Příloha A: CELKOVÉ SCHÉMA ALFA MONITORU</b>		<b>II</b>
<b>Příloha B: ROZPISKA SOUČÁSTEK</b>		<b>III</b>

## Seznam obrázků

Obr. 1.1: Biologická zpětná vazba .....	11
Obr. 1.2: EEG biologická zpětná vazba.....	12
Obr. 1.3: EEG aktivita .....	13
Obr. 1.4: Obecné blokové schéma .....	15
Obr. 2.1: Blokové schéma alfa monitoru. ....	16
Obr. 2.2 Náhradní elektrické schéma elektrod.....	17
Obr. 2.3: Schématické zobrazení umístění elektrod .....	18
Obr. 2.4: EEG elektrody, převzato z.....	18
Obr. 2.5: Zemní elektroda klipsová, převzato z .....	18
Obr. 2.6: Přivedení soufázového signálu na vstup diferenčního zesilovače.....	19
Obr. 2.7: Přivedení rozdílového signálu na vstup diferenčního zesilovače .....	19
Obr. 3.1 Doporučené zapojení stabilizátoru LE50ABZ.....	26
Obr. 3.2: Zapouzdření TO-92 a zapojení vývodů .....	26
Obr. 3.3: Dílčí zapojení zdroje pro +5V s indikací vybitých akumulátorů.....	28
Obr. 3.4: Dílčí zapojení zdroje pro -5V s napěťovým měničem MAX660 .....	29
Obr. 3.5: Elektrické schéma bateriového zdroje .....	29
Obr. 3.6: Vnitřní zapojení operačního zesilovače INA121 a pouzdro 8-Pin DIP operačního zesilovače INA121 .....	30
Obr. 3.7: Doporučené zapojení INA121 .....	31
Obr. 3.8: Zapojení TLC272 se symetrickým napájením.....	33
Obr. 3.9: Zapojení selektivního zesilovače s dvojitým T-článkem .....	33
Obr. 3.10: Doporučené zapojení XR2206 pro generování sinusové vlny .....	35
Obr. 3.11: Doporučené zapojení výkonového zesilovače TDA7050 .....	37
Obr. 3.12: Doporučené zapojení R27 jako regulátoru hlasitosti.....	38
Obr. 3.13: Zapojení reproduktoru SMP 40/32 a výkonového zesilovače TDA7050....	38
Obr. 3.14: Závislost hodnoty $R_{20} + R_{36}$ , připojeného na pin 3 generátoru XR2206 na výstupní amplitudě sinusových vln.....	39
Obr. 4.1: Celkové elektrické schéma Alfa monitoru .....	41
Obr. A.1: Celkové schéma Alfa monitoru .....	II

## Seznam tabulek

Tab. 3.1: Maximální proudové odběry integrovaných obvodů.....	24
Tab. 3.2: Srovnání vlastností akumulátorů AA .....	24
Tab. 3.3: Hodnoty napěťového zesílení v závislosti na rezistoru $R_G$ , NC-bez připojeného rezistoru .....	31

## Úvod

Zdraví je definováno jako komplexní stav fyzické, psychické a sociální pohody. Tedy k tomu, aby bylo zdravé naše tělo, je zapotřebí mít zdravou i psychiku. Protože psychika většinou rozhoduje o tom, jak zdravé naše fyzické tělo bude.

Současný svět se vyvíjí závratnou rychlostí. Dnešní člověk, snažící se za každou cenu dosáhnout pracovního i osobního úspěchu, je obklopován všudypřítomným stresem, nervozitou a zhoršeným životním prostředím, a trpí nedostatkem spánku. To vše jsou faktory, které ovlivňují náš způsob života. Neustále někam spěcháme a nemáme čas na to, abychom se starali o své zdraví. Vedeme nezdravý způsob života a jsme čím dál více ohrožováni psychosomatickými chorobami, které ohrožují naše zdraví. Je potřeba abychom dokázali poznat fyziologické a psychické příznaky stresu, který je častou příčinou těchto chorob.

Nejběžnějšími fyziologickými příznaky nezdravého stresu mohou být pocity závratí, sucho v ústech, svíravý pocit v hrdle, slabost v nohou, zrychlený tep a mnoho dalších. Psychickými příznaky mohou být pocity úzkosti, apatie, pocity nejistoty, podrážděnost apod. Pokud tyto příznaky budeme ignorovat a nadále budeme své tělo vystavovat stresovým situacím, mohou se vyskytnout již zmíněné psychosomatické choroby. V takových případech může docházet ke zužování cév nejen v perifériích, ale i cév věnčitých. V důsledku toho se zvyšuje krevní tlak a v krajním případě může nastat i infarkt. Stres může útočit i na jiné systémy. Například na dýchací systém, což může způsobovat astmatické potíže. Dále na systém svalový, zažívací a kožní. Projevy onemocnění kožního systému může být alergická kožní nemoc, atopický ekzém, a lupénka. Stres působí nepříznivě i na imunitní systém člověka. Časté nachlazení a neobvyklé zhoršení alergických příznaků, může mít původ ve stresu.

Léčba těchto druhotných onemocnění způsobených stresem, klade velký důraz na snížení psychického napětí a stresu. Takovými léčebnými postupy mohou být různé meditační techniky, psychoterapie, jóga a v neposlední řadě relaxační techniky.

Cílem této práce je navrhnout přístroj, který by nemocnému pomohl dosáhnout stavu relaxace. Tímto přístrojem se myslí Alfa monitor, tedy přístroj, který by umožnil vytvořit EEG biologickou zpětnou vazbu pomocí akustických podnětů. K tomu, abychom mohli takovýto přístroj navrhnout, musíme se nejprve seznámit s tím, co to vlastně je EEG biologická zpětná vazba a jaké jsou možnosti jejího využití. Již z názvu Alfa monitor vyplývá, že přístroj realizuje biologickou zpětnou vazbu, která podává vyšetřovanému

informaci o přítomnosti či nepřítomnosti aktivity alfa. Z tohoto důvodu je potřebné prostudovat elektrický signál vytvářený mozkem a možnosti jeho snímání. Alfa aktivita se v mozku vyskytuje těsně před usnutím a při zavřených očích, tedy v době, kdy se organismus nachází ve fázi odpočinku a relaxace. Protože se jedná o snímání signálů z lidského těla, a elektrody jsou přiloženy přímo na kůži, je nutné se zmínit o elektrické bezpečnosti lékařských přístrojů, které tyto signály snímají.

## Úvod do problematiky

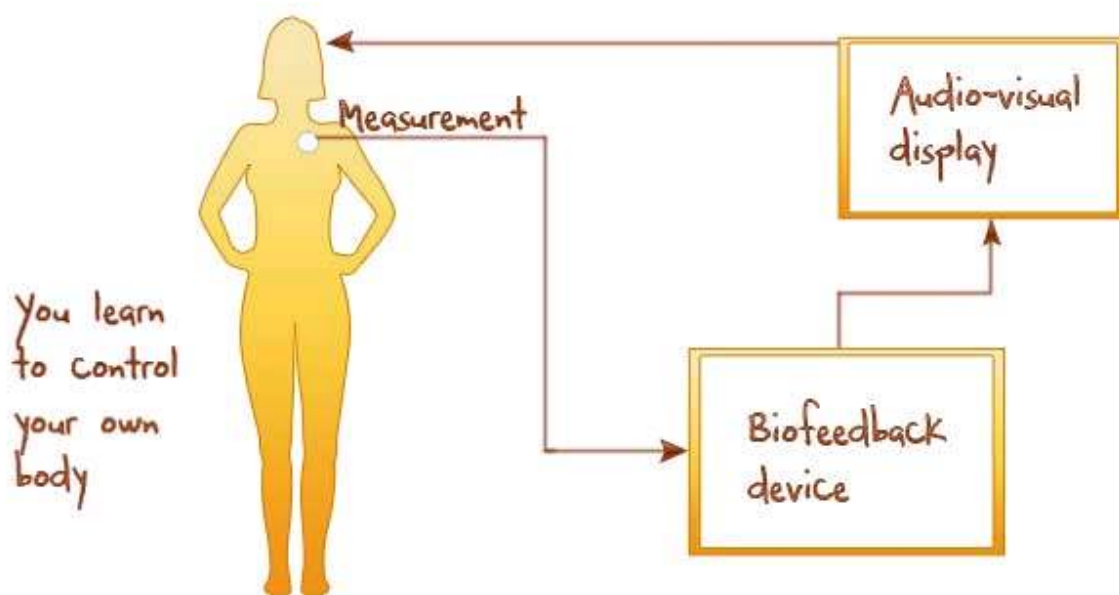
Pro návrh Alfa monitoru, je potřeba prostudovat princip biologické zpětné vazby a EEG biologické zpětné vazby. Budou uvedeny parametry EEG signálu, který určuje parametry přístroje. Navrhne blokové schéma Alfa monitoru a vymezíme požadavky na jednotlivé bloky.

### 1 Biologická zpětná vazba

Biologická zpětná vazba je terapeutický postup, který zahrnuje měření fyziologických veličin jako je krevní tlak, tep, teplota v reálném čase a jejich prezentaci pacientovi ve vhodné formě. Pacient je do jisté míry schopen tyto hodnoty ovlivnit vůlí a tím se je naučit alespoň částečně ovládat.

V dnešní době používá člověk přístrojovou biologickou zpětnou vazbu velmi často, aniž si to sám uvědomuje. Typickým příkladem je například teploměr. Není - li nám dobře, změříme si teplotu a dostane informaci o našem zdravotním stavu. Na základě této informace můžeme podniknout odpovídající kroky k tomu, abychom případnou horečku zmírnili. Dalším typickým příkladem je váha. Pokud jsme přibrali na váze, rozhodneme se méně jíst nebo sportovat. Pokud ovšem na takto interpretované signály našeho těla dáme.

V obecném slova smyslu to je tréninková metoda, která člověku umožňuje ovládat některé jeho fyziologické veličiny, které jsou jinak vůlí neovladatelné. Stav, ve kterém se nacházejí tyto veličiny, je důsledkem tělesných regulačních procesů. Přeučovat naše tělo, ve způsobu jejich regulace, je žádoucí jen v případě, že se tato regulace jeví nějakým způsobem patologicky. Je - li člověku stav této fyziologické veličiny znázorněn nějakou vhodnou formou (slunečná obloha při dobrém stavu nebo deštivé počasí při nežádoucím stavu dané veličiny), je schopen se naučit, jak tuto veličinu ovládat.[10]



Obr. 1.1: Biologická zpětná vazba [9]

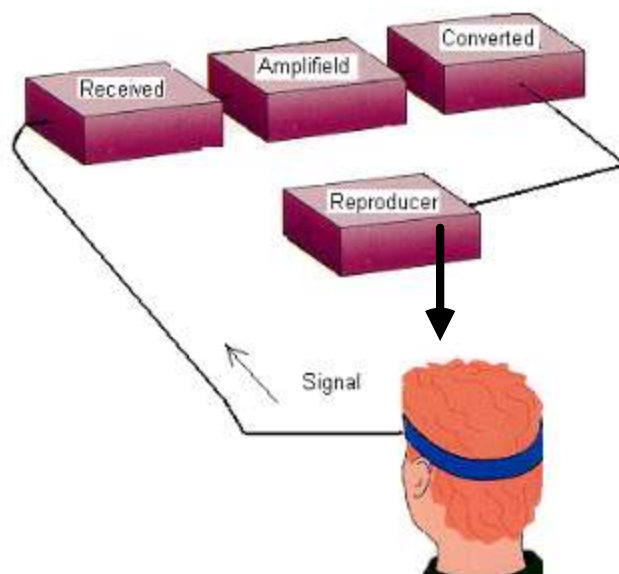
### 1.1 EEG biologická zpětná vazba

Tato verze biologické zpětné vazby, je konkrétní neurologicko-terapeutickou metodou, která člověku umožní ovládat své mozkové vlny. V podstatě se jedná o sebe-učení se mozku pomocí biologické zpětné vazby. Tato technika využívá snímací elektrodu přiloženou na temeno hlavy a dvě elektrody připevněné na ušní lalůčky. Pomocí EEG registrujeme mozkové vlny, které počítač analyzuje a následně zprostředkuje zpětnou vazbu. Tedy informaci o aktuálním stavu a funkci zkoumané mozkové vlny.

Kdybychom vyšetřovanému na obrazovce zobrazili skutečný průběh jeho mozkových vln, těžko bychom dosáhli uspokojivých výsledků, protože vyšetřovaná osoba se v komplikovaném EEG záznamu jen stěží vyzná. Je proto žádoucí převést tyto signály do nějaké srozumitelné formy. Nejčastěji se záznam mozkových vln, který před sebou vidíte na obrazovce, znázorňuje prostřednictvím jednoduché počítačové hry, kterou ovládáte pouze silou své myšlenky. Narůstá - li aktivita mozku v žádoucím pásmu mozkových vln, bude hráč odměňován úspěšnými výsledky. Pokud ale aktivita vln v této oblasti začne klesat, úspěchy ve hře se začnou vytrácet. Ve snaze ovládat počítačovou hru se tedy učí ovládat svou mozkovou aktivitu a sám mozek tak rozvíjí proces učení nových vhodnějších frekvencí mozkových vln. Pokud takovýto trénink praktikujeme dostatečně dlouhou dobu (30 tréninků po 45 minutách), můžeme dosáhnout zlepšení schopnosti zpracovávat informaci, nácviku uvolněné bdělosti a soustředění či nácviku schopnosti relaxovat.[10]

Jinou formou EEG biologické zpětné vazby mohou být přístroje, které ovlivňují stav člověka pomocí vizuální nebo akustické stimulace. Tyto přístroje se nazývají

psychowalkmany. Vypadají jako běžné walkmany pro poslech hudby, ale kromě sluchátek obsahují i brýle. Takovýto přístroj díky hudbě či šumu ve sluchátkách a záblesků světelných diod v brýlích napomáhá uživateli k relaxaci, meditaci a soustředění.[29]



Obr. 1.2: EEG biologická zpětná vazba

## 1.2 EEG aktivita

K tomu abychom mohli praktikovat EEG biologickou zpětnou vazbu, musíme dokázat rozpoznat jednotlivé elektrické potenciály vznikající mozkovou činností. EEG aktivita lze hodnotit z různých hledisek. Posuzuje se amplituda, frekvence, morfologie, synchronizace, symetrie či lokální výskyt některých rytmů nebo grafoelementu.[6]

Protože se v další části budeme zabývat problematikou alfa monitoru, popíšeme podrobně pouze vlny alfa. U ostatních typů aktivity uvedeme alespoň jejich charakteristické rysy.

EEG aktivita je závislá na věku, psychickém a fyzickém stavu vyšetřovaného během registrace.

### 1.2.1 Aktivita alfa

Tento základní rytmus o frekvencích  $8 \div 13 \text{ Hz}$  se vyskytuje převážně nad zadními částmi lbi (okcipito-parito-temporálně) a dosahuje amplitudy  $30 \div 80 \mu\text{V}$ . Alfa aktivita je projevem mozku, který je zdravý, nachází se ve stavu bdělosti, při fyzické a duševní relaxaci a při zavřených očích. Alfa rytmus je blokován nebo velmi silně tlumen otevřením očí nebo zvýšenou pozorností a duševní činností.



V průběhu dospívání se rytmus alfa mění, proto musíme při hodnocení této aktivity vzít v potaz věk vyšetřovaného jedince. U dětí do 4 měsíců je kolem  $4\text{Hz}$ , v jednom roce  $6\text{Hz}$ , ve třech letech  $8\text{Hz}$ . Teprve od tohoto věku je možné tuto aktivitu nazývat rytmem alfa. V 10 ti letech má již aktivita průměrnou frekvenci  $10\text{Hz}$  a s přibývajícím věkem se stabilizuje na hodnotu  $9,5 \div 13,5\text{Hz}$ .

Amplituda aktivity alfa se může značně lišit mezi jednotlivci i u téže měřené osoby. Velikost amplitudy ovlivňuje umístění elektrod ale i stav relaxace vyšetřovaného. U většiny vyšetřovaných dosahuje amplituda již zmíněných  $30 \div 80\mu\text{V}$ . [6]

### 1.2.2 Aktivita beta

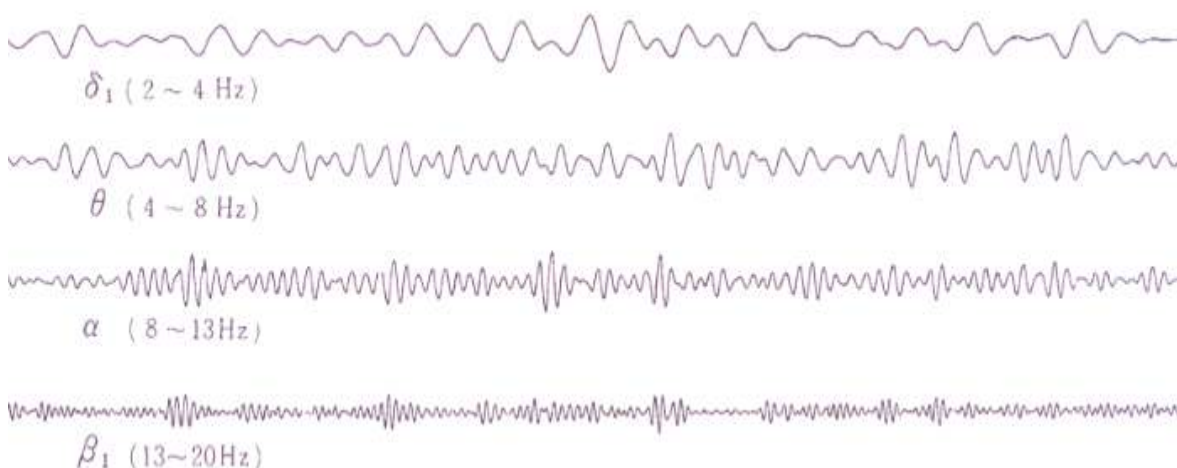
Rytmus vyskytující se nad frontálními částmi lbi o frekvenci  $13 \div 30\text{Hz}$  dosahující amplitudy  $10 \div 30\mu\text{V}$ . Vyskytuje se v bdělém stavu a většinou nereaguje na otevření očí. Při stresu nebo zvýšené koncentraci se zvyšuje frekvence rytmu na  $23 \div 30\text{Hz}$ . [6]

### 1.2.3 Aktivita theta

Vyskytuje se nad spánkovou a čelní krajinou a je typická pro stav usínání a spánek. Dosahuje amplitudy do  $30\mu\text{V}$  s frekvencí  $4 \div 7\text{Hz}$ . Při ospalosti se nejprve objevuje aktivita alfa, která se při usínání rozpadá a nastupuje aktivita theta. [6]

### 1.2.4 Aktivita delta

Vyskytuje pouze v hlubokém (NREM) spánku a dosahuje frekvencí menších než  $3\text{Hz}$ . Výskyt delta aktivity v bdělém stavu je považován za patologický. [6]



Obr. 1.3: EEG aktivita, převzato z prospektu EEG frekvenčního analyzátoru firmy NIHON KOHDEN

### ***1.3 Alfa monitor***

Tento přístroj je jistou formou EEG biologické zpětné vazby, který snímá z povrchu hlavy elektrické signály a monitoruje přítomnost vln alfa.

Stručně lze funkci alfa monitoru vysvětlit na příkladu žáka vyučovaného učitelem, přičemž přístroj zastává funkci učitele a vede výuku relaxace. Zlepšení schopnosti relaxovat je podmíněno zavedením účinné zpětné vazby pomocí alfa monitoru, který snímá elektrické potenciály z povrchu hlavy. Tyto potenciály, o velikosti řádově desítek mikrovoltů, monitor zprostředkovává žákovi v akustické podobě a tím jej informuje o kvalitě navozené relaxace. S pomocí alfa monitoru stačí několik hodin tréninku k tomu, aby se amplituda alfa vln zdvojnásobila.[7]

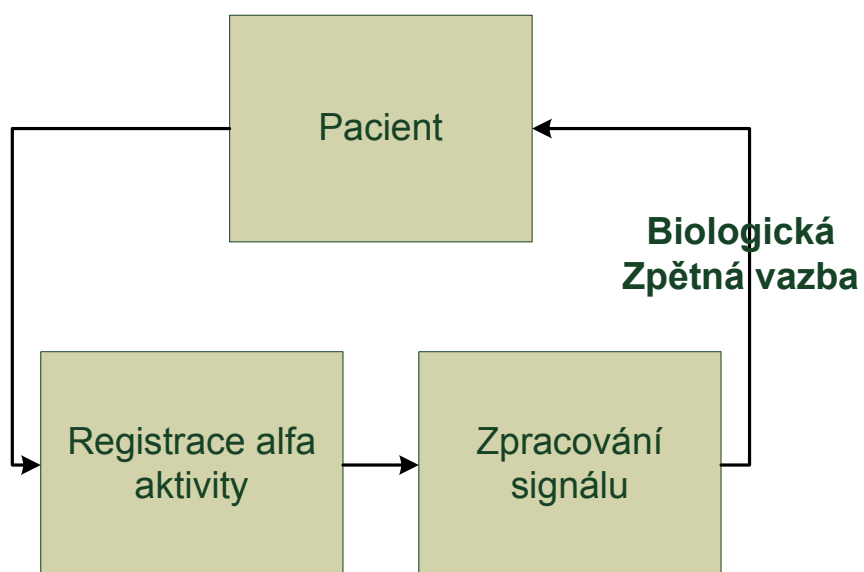
### ***1.4 Využití alfa monitoru***

Součástí našeho života se stále častěji stávají neurózy, které úzce souvisejí s uspěchaným životním stylem. Neurózy mají nespočet podob, jejichž společným znakem jsou zdravotní problémy, které však nejsou způsobeny nemocným organismem. I když žádný orgán není poškozen, projevuje se neuróza jako porucha některého orgánu. Organismus reaguje na dlouhodobý stres tak, že šifruje biologické signály takovým způsobem, že je nakonec mozek vyhodnotí jako poruchu konkrétního orgánu. Tento orgán může být ve skutečnosti zcela zdravý. V některých případech lze neurózu vyléčit úplně. Snadnější je však takovému stavu předcházet, než jej léčit. Autogenní trénink je jedním z mnoha způsobů, jak předcházet civilizačním chorobám. Cílem takového tréninku je naučit se správně relaxovat a zvládat řídit některé své psychické funkce, které jsou jinak vůlí jen těžce ovladatelné. Pomocí alfa monitoru lze tuto techniku relaxace zvládnout podstatně rychleji než klasickými metodami.[7]

### ***1.5 Obecné blokové schéma alfa monitoru***

Z výše popsaných skutečností lze odvodit základní části alfa monitoru. Signál v podobě alfa aktivity je nutné z povrchu hlavy vhodným způsobem snímat, praktické je použití EEG elektrod. Takto registrovaný signál se bude muset v přístroji zpracovat tak, abychom získali dostatečně zesílený signál, který bude zbavený rušení a bude v odpovídajícím frekvenčním rozsahu alfa aktivity. Toto zpracování by mělo probíhat v reálném čase. Takový signál nesoucí informaci o přítomnosti či absenci alfa vln musíme vhodným způsobem předat zpět pacientovi. Jak bylo zmíněno v kapitole 1.2.1, je alfa aktivita

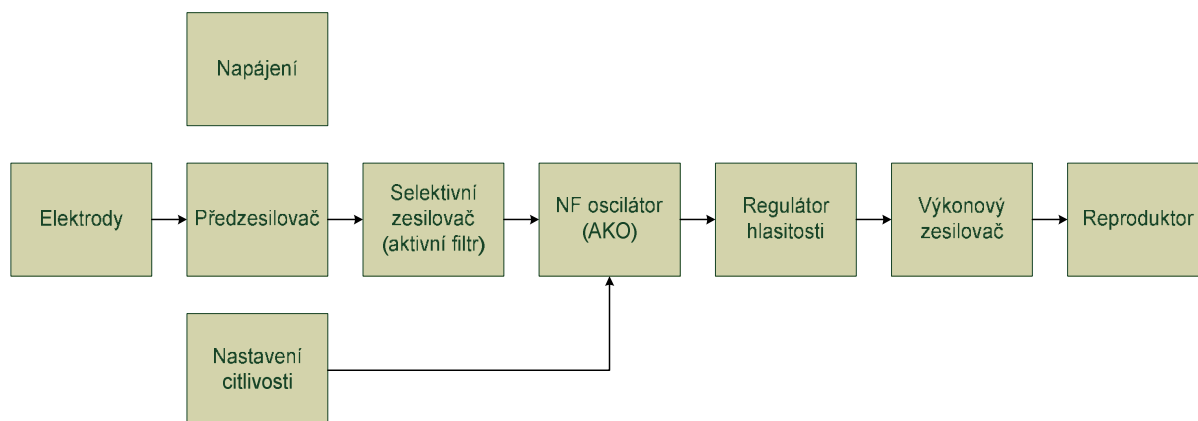
blokována, či silně tlumena otevřením očí. Je proto zcela nevhodné používat jako zpětnou vazbu světelné podněty. Jako nejlepší řešení se nabízí použití akustických podnětů.[7]



Obr. 1.4: Obecné blokové schéma

## 2 Blokové schéma alfa monitoru

K tomu, abychom se přiblížili návrhu alfa monitoru, je nutné z obecného blokového schématu (Obr. 1.4) vytvořit podrobnější blokové schéma, které již obsahuje konkrétní bloky. Tyto bloky je již možné s ohledem na naše požadavky navrhnout a zkonstruovat.



Obr. 2.1: Blokové schéma alfa monitoru.

### 2.1 Elektrody

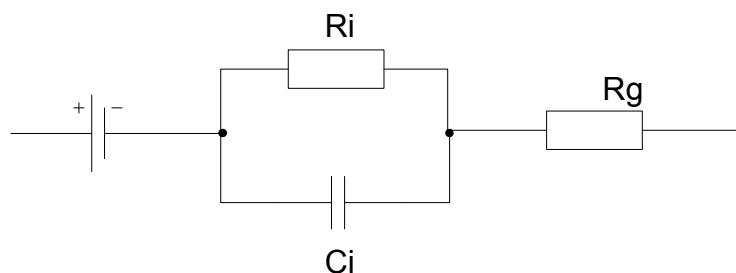
K registraci elektrické aktivity vytvářené mozkem se používají snímací elektrody. Používají se povrchové elektrody umístěné nad místo, ze kterého chceme elektrickou aktivitu snímat.

Pro elektrody, které využívají jakýkoliv elektrolyt (vodivé pasty), je charakteristické spojení elektroda-elektrolyt. U těchto elektrod je nutné si uvědomit, že organismus je vodičem druhé třídy, kde je přenos elektrického proudu zprostředkován přenosem iontů. Zatímco spojení mezi vstupem přístroje a elektrodou je kovovým vodičem, tedy vodičem první třídy, u kterého je vedení proudu způsobené přenosem volných elektronů. Na rozhraní elektroda - elektrolyt dochází ke změně typu vodivosti. Toto rozhraní je zapojeno v sérii se snímaným signálem, proto mohou nevhodné vlastnosti elektrod podstatně ovlivnit snímaný signál. Při snímání signálu povrchovými elektrodami hraje důležitou roli rozhraní elektroda-kůže.[2]

Dalším důležitým parametrem elektrod je jejich impedance. Celková impedance elektrody je tvořena kapacitancí, odporem povrchu elektrody, elektrolytů a tkáně. Tato impedance kůže a podkožních tkání mezi elektrodami je také závislá na ploše elektrod. Pro zmenšení impedance se tedy doporučuje použití elektrod větších rozměrů. Impedance

kůže a podkoží má kapacitní charakter. Při nízkých frekvencích je energie pohlcována převážně kůží, budeme – li frekvenci zvyšovat, případně více energie na vnitřní orgány.[3]

Impedance povrchových elektrod bez předchozího ošetření kůže je zpočátku relativně vysoká. Zmenšení odporu kůže můžeme dosáhnout například pevným připevněním elektrod na kůži nebo seškrábáním zrohovatělé kůže. Vhodné je také kůži odmastit. Použitím elektrodového gelu zmenšíme přechodový odpor mezi elektrodou a kůží a navíc docílíme toho, že si pacient nebude muset oholit hlavu v místě přiložení elektrod.[3]



Obr. 2.2 Náhradní elektrické schéma elektrod [5]

Dalším důležitým pojmem je polarizace elektrod. Polarizaci, zejména koncentrační, podléhají různé elektrody různě. Elektrody s malým povrchem ponořené do roztoku s malou koncentrací iontů se polarizují již nepatrným proudem. Naopak elektrody s velkým povrchem, které jsou ponořeny do roztoku s velkou koncentrací iontů nebo jsou-li pokryty vrstvou těžko rozpustné soli, svůj elektrodový potenciál prakticky nemění ani při průchodu dosti značného proudu. Těmto elektrodám říkáme nepolarizovatelné a takovéto budeme používat pro naše účely.

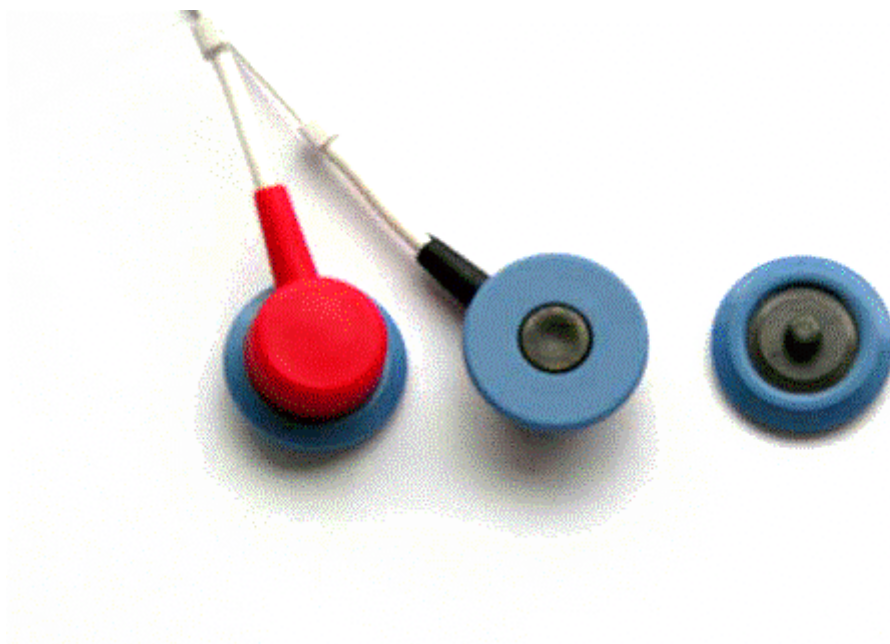
Je žádoucí, aby povrchové děje na rozhraní elektroda – elektrolyt byly co možná nejmenší a pomalé. V tomto ohledu mají výborné vlastnosti EEG elektrody Ag/AgCl (Obr. 2.4).

Elektrody umístujeme k zadním partiím hlavy. Při unipolárním zapojení je jedna (diferenční) elektroda umístěna nad mozkovou tkáně v oblasti týlního laloku a druhá (indiferentní) je umístěna na ušní lalůček.

Dvě aktivní elektrody umístujeme nad mozkovou tkáň v oblasti týlního laloku a třetí zemnicí připojíme na ucho (Obr. 2.5).



Obr. 2.3: Schématické zobrazení umístění elektrod [7]



Obr. 2.4: EEG elektrody, převzato z [23]



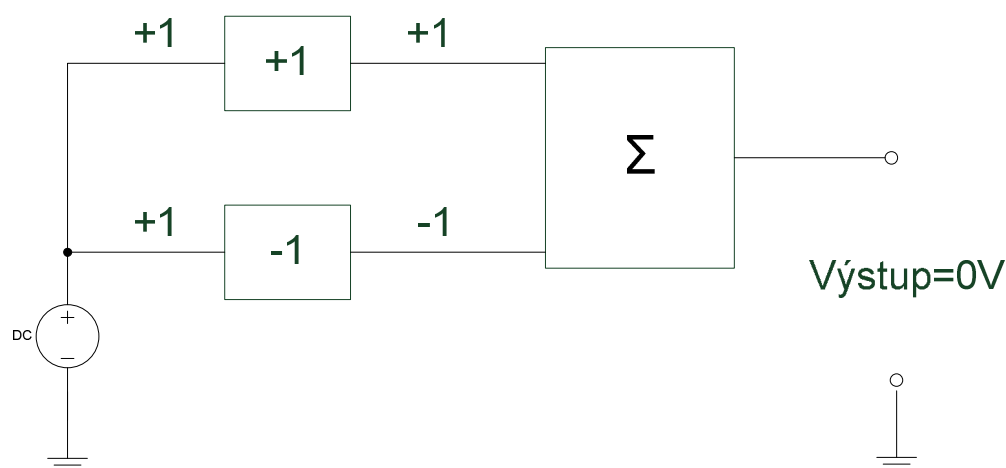
Obr. 2.5: Zemní elektroda klipsová, převzato z [25]

## 2.2 Napájení

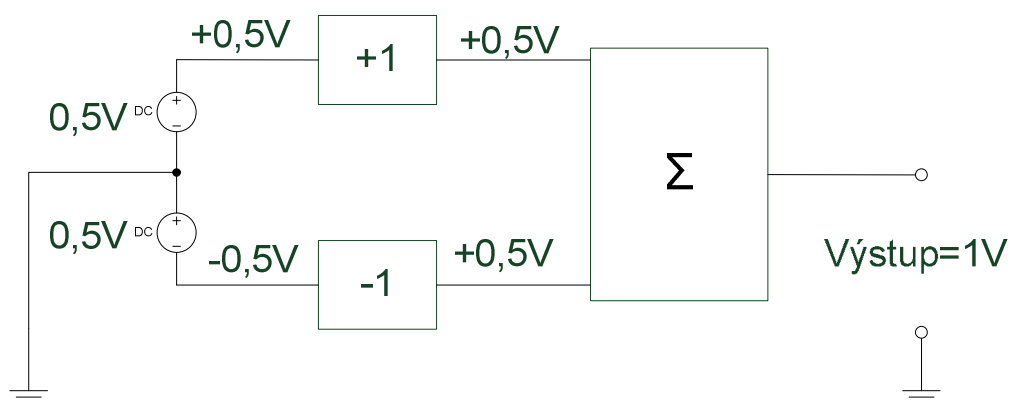
Protože se při použití tohoto přístroje přikládají elektrody přímo na kůži, je velmi nebezpečné používat jakékoliv zdroje napojené na síťové napájení, mohlo by totiž dojít k elektrickému průrazu a vážnému poškození zdraví uživatele. Z důvodu tohoto bezpečnostního omezení je pro napájení našeho alfa monitoru vhodné použít bateriový zdroj. V bloku napájení budou použity dobíjecí akumulátory, stabilizátor napětí s nízkým úbytkem napětí LE50ABZ [13], invertor napětí MAX660 [16] a indikace vybitých akumulátorů.

## 2.3 Předzesilovač

Zesilovač pro biopotenciály je většinou stavěn jako zesilovač diferenční. Jeho základní vlastností je, že dobře zesiluje rozdílové napětí a špatně napětí soufázové. Přičemž síťové napětí zde vystupuje jako soufázové. Princip zesílení soufázového signálu a rozdílového signálu na vstup diferenčního zesilovače je na Obr. 2.6 a Obr. 2.7.



Obr. 2.6: Přivedení soufázového signálu na vstup diferenčního zesilovače [1]



Obr. 2.7: Přivedení rozdílového signálu na vstup diferenčního zesilovače [1]

O kvalitě zesilovače rozhoduje činitel potlačení soufázového signálu. Ten udává, kolikrát musí být soufázové napětí připojené na obě vstupní svorky zesilovače vyšší než napětí připojené diferenčně, aby na výstupu zesilovače bylo stejné diferenční výstupní napětí. Definuje se jako diskriminační činitel.[4]

$$CMRR = k_d = 20 \log \frac{A_{rozdl}}{A_{souf}} \quad (2.1)$$

Kde  $A_{rozdl}$  je zesílení rozdílového signálu a  $A_{souf}$  je zesílení soufázového signálu. U velmi dobrých diferenčních zesilovačů se dosahuje hodnoty až  $120dB$ .

Dalším důležitým parametrem zesilovače je jeho vstupní odpor. Ten rozhoduje mimo jiné o tom, pro jaký účel se dá zesilovač použít. Obecně lze říct, že vstupní odpor musí být mnohonásobkem vnitřního odporu zdroje signálu. Tím je zajištěno, že eventuelní změny impedance elektrod nebudou mít vliv na zesilované napětí.

Pomocí zesilovačů nejen zvyšujeme úroveň signálu v rámci dostatečného rozsahu frekvence tak, aby byl vhodný pro další zpracování, ale provádíme i impedanční přizpůsobení vstupu přístroje zdroji signálu, dokážeme potlačit nežádoucí rušení síťovým napětím, potlačit soufázové napětí a rychle obnovit svou funkci po přetížení.

Protože bude přístroj bateriově napájen, je vhodné zvolit přístrojový zesilovač INA121. Podle výrobce [18] je INA121 nízkopříkonový přístrojový zesilovač s velkou přesností a s klidovým proudem  $450\mu A$ , vhodný pro bateriově napájené aplikace. Napájecí napětí může být v rozsahu od  $\pm 2,5V$  do  $\pm 18V$ . Podle výrobce BURR-BROWN[18], je vhodný pro zesilování biologických signálů. Vysoká vstupní impedance  $10^{12}\Omega$  je vhodná, kvůli poměrně vysoké impedanci elektrod ( $R_{in} \gg R_{el}$ ) a dosahuje vysoké hodnoty diskriminačním činitelem  $CMRR = 106dB$ . Rozsah nastavitelného zesílení  $1 \div 10000$ , dovoluje nastavit zesílení  $G = 2000$ .

INA121 je na vstupu vybavena vnitřní ochranou proti elektrostatickému výboji, která by měla odolat napětí  $\pm 40V$ , aniž by došlo ke zničení přístroje. INA121 se vyrábí v pouzdrech DIP8 a SO-8.[18]

## 2.4 Selektivní zesilovač

Zesílený signál, který získáme z předzesilovače, však obsahuje i signály ležící mimo naše užitečné kmitočtové pásmo. Proto je nutné vhodně potlačit signál ležící mimo rozsah alfa vln  $8 \div 13Hz$ . Toho lze dosáhnout použitím aktivního filtru s relativně



úzkou kmitočtovou charakteristikou. Kde  $f_{\min} = 8\text{Hz}$ ,  $f_{\max} = 13\text{Hz}$  a střední kmitočet  $f_{\min} = 10\text{Hz}$ .

Aktivním prvkem zde bude operační zesilovač TCL272, který má ve smyčce záporné zpětné vazby zapojený dvojitý T-článek. TLC272 je precizní operační zesilovač, který kombinuje široký rozsah vstupní napěťové nesymetrie s malým napěťovým posuvem a rychlou odezvou.[19]

## **2.5 Nízkofrekvenční oscilátor**

Člověk díky vlastnostem sluchu nedokáže vnímat souvislé tóny s frekvencí nižší než  $16\text{Hz}$ . Proto kdybychom přivedli na výstup tón, odpovídající vlnám alfa, vyšetřovaný by pravděpodobně slyšel jen zvukové rázy. Zesílený signál tedy přivedeme na funkční generátor XR2206. XR2206 je podle výrobce [21] monolitický funkční generátor schopný generovat vysoce kvalitní sinusový, pravoúhlý a trojúhelníkový signál s malým zkreslením. Výstupní signál může být amplitudově a kmitočtově modulován externím napětím. XR2206 může pracovat ve frekvenčním rozsahu  $f = 0,01\text{Hz} \div 1\text{MHz}$ , což dovoluje generovat příjemný a dobře slyšitelný tón, vytvořený sinusovou vlnou o frekvenci  $f = 800\text{Hz}$ . Protože je lidský sluch citlivější na změnu kmitočtu než na změnu amplitudy, bude signál frekvenčně modulován. Informace je tedy kódována změnou frekvence nosné vlny. Strmostí modulační charakteristiky můžeme dosáhnout zvětšení kmitočtového zdvihu.

## **2.6 Nastavení citlivosti**

U všech uživatelů alfa monitoru nemůžeme předpokládat stejnou amplitudu aktivity alfa. U někoho může amplituda dosahovat až desítky  $\mu\text{V}$  a u jiných sotva jednotky  $\mu\text{V}$ . Takovéto záznamy, kdy je alfa aktivita sotva znatelná, nazýváme ploché záznamy. Z tohoto důvodu je třeba vhodným způsobem nastavovat citlivost přístroje. Toho se dá dosáhnout lineárním potenciometrem, kterým se nastaví strmost kmitočtové charakteristiky a tím i kmitočtový zdvih.

## **2.7 Výkonový zesilovač**

Protože předpokládáme na výstupu alfa monitoru reproduktor, je potřeba signál zesílit výkonovým zesilovačem s výkonovým zesílením do  $100\text{mW}$ . Takovýto zesilovač bychom realizovali vhodným integrovaným obvodem. Této podmínce vyhovuje například výkonový zesilovač TDA7050.[22]

## 2.8 Akustický měnič

Pro samotné zprostředkování zpětné vazby využijeme akustických podnětů. Toho je možné dosáhnout například sluchátky nebo reproduktorem. Sluchátka samotná ale mohou vyšetřovaného rušit v relaxaci. Pokud bychom vybrali sluchátka malá, mohli by z uší vypadávat a naopak větší sluchátka v uších nepříjemně tlačí. Z těchto důvodů jsme se rozhodli použít reproduktor, s jehož použitím tyto rušivé elementy odpadají. K realizaci akustického měniče jsme vybrali miniaturní reproduktor SPM 40/32 s maximálním výkonem  $200mV$  a vnitřním odporem  $32\Omega$ . [24]

# Návrh přístroje

## 3 Návrh jednotlivých částí Alfa monitoru

Z výše uvedených poznatků, je již možné navrhnout podle blokového schématu jednotlivé části Alfa monitoru a sestavit celkové schéma. Dílčí zapojení budou podrobněji popsána a bude objasněna jejich funkce v obvodu.

### 3.1 Návrh napájecího zdroje

Jak již bylo zmíněno v praktické části, budeme používat bateriový zdroj. Při používání tohoto přístroje totiž dochází k přímému kontaktu elektrod s kůží uživatele. Z tohoto důvodu je velmi nebezpečné použít jakékoliv síťové zdroje. Mohlo by dojít k elektrickému průrazu a k vážnému poškození zdraví.

#### 3.1.1 Energetická rozvaha

K návrhu napájecího zdroje pro Alfa monitor, je potřeba znát přibližný proudový odběr použitých integrovaných obvodů, na jehož základě mohu provést výběr měniče napětí a stabilizátoru napětí. Maximální proudové odběry pro jednotlivé integrované obvody jsou uvedeny v tabulce 3.1. Integrované obvody, které jsou napájeny symetrickým napětím  $U_{CC} = \pm 5V$  mají v tabulce uvedeny hodnoty pro kladnou i zápornou větev napájení. Obvody napájeny nesymetrickým napětím  $U_{CC} = 5V$  mají v tabulce uvedeny proudové odběry jen pro kladnou větev napětí. Proudové odběry uváděné v tabulkách jsou vždy ty maximální pro daný integrovaný obvod. Jsou tedy brány i s rezervou. Vzhledem k velikosti rezistorů na výstupu zesilovačů, invertoru napětí a funkčního generátoru jsou jejich výstupní proudy zanedbatelné vzhledem k jejich klidové proudové spotřebě. Můžeme si tedy dovolit počítat pouze s těmito klidovými proudy. Hodnoty zmíněných integrovaných obvodů jsem získal z katalogových listů [13], [14], [15], [16], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [24].

U výkonového zesilovače jsem postupoval následovně. Je potřeba vzít v úvahu vlastní spotřebu výkonového zesilovače TDA7050 [22] a proud protékající akustickým měničem SMP40/32 [24] s vnitřním rezistorem  $R = 32\Omega$ . Protože je hodnota rezistoru relativně malá, proud na výstupu zesilovače už nebude zanedbatelný. Maximální hodnota proudu protékajícího reproduktorem je při  $P_{MAX} = 100mW$  a  $U_{MAX} = 1,78V$ .

$$I_{MAX} = \frac{U_{MAX}}{R} = \frac{1,78}{32} = 55mA. \quad (3.1)$$

Integrovaný obvod	Proudový odběr [mA]	
	Kladná větev +5V	Záporná větev -5V
Stabilizátor LE50ABZ	1	-
Komparátor LM393	1	-
Zdroj ref. napětí LM136Z-2,5	10	-
Invertor napětí MAX660	3	-
Výkonový zesilovač TDA7050	4	-
Reproduktor SMP40/30	55	-
Selektivní zesilovač TLC272	3,2	3,2
Zesilovač OPA 130	0,65	0,65
Funkční generátor XR2206	14	14
Vstupní zesilovač INA121	0,5	0,5
Zesilovač OPA2131	1,3	1,3
Celkový součet	93,65	19,65

Tab. 3.1: Maximální proudové odběry integrovaných obvodů

Celkový proudový odběr kladné větve je  $I = 93,65mA$ . Hodnota tohoto proudu je důležitá pro volbu stabilizátoru. Stabilizátor LE50ABZ, dovoluje proudové odběry až  $100mA$ . Celkový proudový odběr záporné větve je  $I = 19,65mA$ . Invertor napětí MAX660 také dovoluje proudové odběry až  $100mA$ . I při maximálních odběrech nedojde v kladné ani záporné větvi napájení k přetížení zdroje.

### 3.1.2 Zdroj elektrické energie

Při výběru článků, použitelných do takového bateriového zdroje je potřeba uvážit jejich typickou kapacitu [mAh], svorkové napětí [V], hmotnostní energetickou hustotu [Wh/kg] a objemovou energetickou hustotu [Wh/dm<sup>3</sup>].

Typ	NiCd	NiMH	Li-ion
Typické kapacita [mAh]	800	1100	317
Svorkové napětí [V]	1,0 - 1,3	1,0 - 1,3	2,7 - 4,1
Měrná kapacita hmot. [Wh/kg]	43	49	60
Měrná kapacita objem. [Wh/dm <sup>3</sup> ]	120	170	150
Počet cyklů	>200	>300	>1200
Samovybíjení při 20°C [%/den]	0,7	0,8	0.3

Tab. 3.2: Srovnání vlastností akumulátorů AA, převzato z [30]

Podle tabulky se jako vhodné jeví akumulátory s technologií NiMH. Akumulátory GP-ReCyko s technologií NiMH mají velmi malé samovybíjení. To znamená, že i při delším nepoužívání alfa monitoru, si jednotlivé články zachovávají svoji energii. V provedení AA jsou k dostání velmi kvalitní akumulátory GR-ReCyko s kapacitou  $2100mAh$  se

svorkovým napětím  $U_{sv} = 1,2V$ , malým vnitřním odporem  $R_i = 30m\Omega$  a hmotností 28g [26]. Svorkové napětí vybitého akumulátoru je uváděno na  $U_{sv} = 1,15V$ . Tyto články jsou navíc i dobíjecí, a proto i ekonomicky výhodnější. Kapacita akumulátoru udává množství elektrického náboje, které je schopen akumulátor pojmout. Maximální proudový odběr kladné větve  $I = 93,65mA$ , bude akumulátor GR-ReCyko s kapacitou 2100mAh schopen dodávat po dobu 22,5 hodin nepřetržitého provozu.

### 3.1.3 Počet akumulátorů v baterii

Všechny integrované obvody budou napájeny symetrickým napětím  $U = \pm 5V$ , kromě výkonového zesilovače TDA7050, který je napájený nesymetrickým napětím  $U = 5V$ . Jako stabilizátor napětí bude použit integrovaný obvod LE50ABZ [13]. Tento stabilizátor má malý úbytek napětí  $\Delta U = 0,2V$ . Minimální napětí, při kterém tento stabilizátor pracuje je  $U_{MIN} = 5,2V$ . Při výpočtu počtu akumulátorů, použitých do baterie, musíme počítat s touto minimální hodnotou. Svorkové napětí nabitého akumulátoru je  $U_{svMAX} = 1,2V$  a vybitého  $U_{svMIN} = 1,15V$ .

$$N = \frac{5,2}{1,15} = 4,52. \quad (3.2)$$

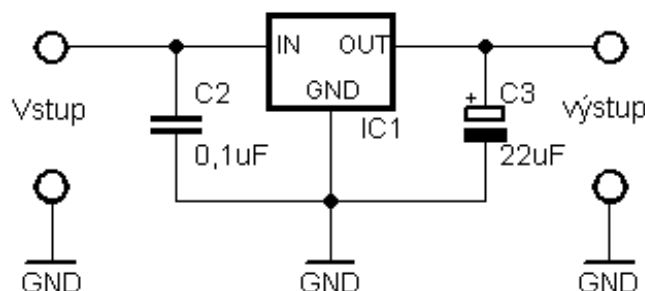
Abychom dosáhli požadovaného napětí na stabilizátoru i při vybitých akumulátorech, musíme použít do baterie 5 článků. Potom bude napětí 5 ti plně nabitých akumulátorů  $U_{svMAX} = 6V$  a vybitých  $U_{svMIN} = 5,75V$ . Tímto bude zajištěné, že stabilizátor bude pracovat i při indikaci vybití akumulátorů. Elektrolytický kondenzátor  $C_1$  zmenšuje vnitřní odpor zdroje a kompenzuje nárazové odběry při proměnlivé zátěži, volíme  $C_1 = 47\mu F$ .

### 3.1.4 Stabilizátor napětí

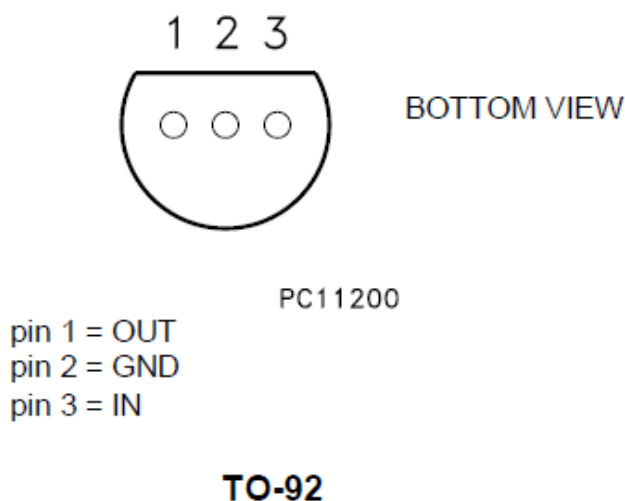
Napětí z baterie se pohybuje v rozsahu  $U = 6 \div 5,75V$ . A protože integrované obvody budou napájeny symetrickým napětím  $U = \pm 5V$  a výkonový zesilovač nesymetrickým napětím  $U = 5V$ . Je potřeba zařadit stabilizátor napětí, který bude mít na výstupu právě  $U = 5V$ .

Zvolil jsem stabilizátor napětí LE50ABZ, který má podle výrobce [13], velmi malý úbytek napětí  $\Delta U = 0,2V$ , jeho výstupní napětí je  $U = 5V$  a má velmi malý klidový proud. Typicky  $I_d = 0,5mA$ . Tyto parametry jej dělají vhodným pro aplikace, kde je vyžadován nízký šum a nízký odběr proudu. Speciálně pro bateriově napájené systémy. Aby tento

stabilizátor fungoval, potřebuje napájecí napětí minimálně  $U = 5,2V$ , což bude zajištěno prakticky neustále, díky většímu výstupnímu napětí baterie. LE50ABZ se vyrábí v pouzdech SO-8 a TO-92. Vybrali jsme třívývodové zapouzdření TO-92, které pro zajištění stability a potlačení zvlnění vyžaduje připojit na výstup stabilizátoru kondenzátor s hodnotou  $C_3 = 22\mu F$ . [13]



Obr. 3.1 Doporučené zapojení stabilizátoru LE50ABZ, dle [13]



Obr. 3.2: Zapouzdření TO-92 a zapojení vývodů, převzato z [13]

### 3.1.5 Indikace vybití akumulátorů

Obvod pro indikaci vybití baterie slouží k tomu, aby bylo poznat, kdy je potřeba akumulátory vyměnit. Stabilizátor napětí potřebuje pro svoji činnost minimální napětí  $U = 5,2V$ . Pokud by napájení pokleslo pod tuto hodnotu, stabilizátor by přestal pracovat.

Samotná signalizace zapnutí přístroje a poklesu napětí pod referenční hodnotu je realizováno LED diodami. Jakmile stiskneme tlačítko T1, přivede se na diodu LED2

kladné napětí  $U_b = 5V$  a ta začne svítit. LED2 je realizována zelenou diodou L-424GDT [28]. LED1 indikuje vybití akumulátorů, k tomuto účelu jsme vybrali červenou diodu HLMP-K150 [27]. Dioda LED1 se rozsvítí v momentě, když přes dělič napětí přijde na vstup komparátoru LM393N [15] napětí menší, než referenční. Zdrojem referenčního napětí pro komparátor je použit integrovaný obvod LM136N-2,5, který dodává do komparátoru referenční napětí  $U_{REF} = 2,5V$  a  $I_{STAB} = 1mA$ . Opět jsme vybrali třívývodové zapouzdření v pouzdru TO-92.

Z katalogového listu HLMP-K150 [27] je určeno napětí a proud diodou  $U_{LED1} = 1,6V$ ,  $I_{LED1} = 1mA$  a  $U_b = 5V$ . A podle katalogového listu L-424GDT [28] je  $U_{LED2} = 2,2V$  a  $I_{LED2} = 4mA$ . Z těchto hodnot lze vypočítat hodnoty rezistorů  $R_5$  a  $R_6$ .

$$R_5 = \frac{U_b - U_{LED1}}{I_{LED1}} = \frac{5 - 1,6}{1 \cdot 10^{-3}} = 3,4k\Omega \cong 3,3k\Omega \quad (3.3)$$

$$R_6 = \frac{U_b - U_{LED2}}{I_{LED2}} = \frac{5 - 2,2}{4 \cdot 10^{-3}} = 700\Omega \quad (3.4)$$

Zaokrouhlení hodnoty rezistoru na  $R_5 = 3,3k\Omega$  nebude mít na funkci diody vliv. Způsobí jen to, že dioda bude nepatrně více svítit.

Nyní je potřeba vypočítat hodnoty rezistorů v děliči.

Celkový odpor děliče:

$$R_d = R_1 + R_2 + R_3, \quad (3.5)$$

$$R_d = \frac{UV_{MAX}}{I_D} = \frac{6}{1 \cdot 10^{-3}} = 6k\Omega, \quad (3.6)$$

Minimální hodnota proudu  $I_{dMIN}$ , počítána z minimálního výstupního napětí akumulátoru  $U_{VSTMIN}$ :

$$I_{dMIN} = \frac{U_{VSTMIN}}{R_d} = \frac{5,75}{6 \cdot 10^3} = 0,958mA, \quad (3.7)$$

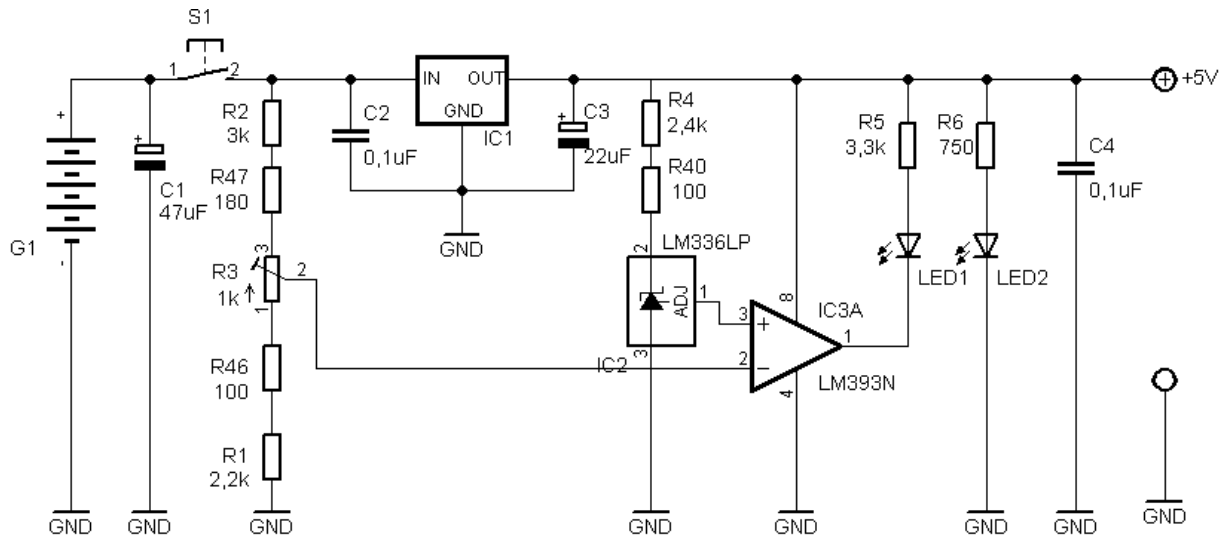
$$R_1 = \frac{U_{MIN}}{I_{dMIN}} = \frac{2,2}{0,958 \cdot 10^{-3}} = 2,3k\Omega, \quad (3.8)$$

$$R_3 + R_1 = \frac{U_{MAX}}{I_{dMIN}} = \frac{2,7}{0,958 \cdot 10^{-3}} = 2,82k\Omega, \quad (3.9)$$

$$R_3 = \frac{U_{MAX}}{I_{dMIN}} - R_1 = 2,82 \cdot 10^3 - 2,3 \cdot 10^3 = 520\Omega, \quad (3.10)$$

$$R_2 = Rd - R_1 - R_3 = 6 \cdot 10^3 - 2,3 \cdot 10^3 - 520 = 3,18k\Omega \quad (3.11)$$

Přesné hodnoty rezistorů  $R_1$  a  $R_2$  dostanu složením z více rezistorů.  $R_1$  rozdělím na  $R_1 = 2,2k\Omega$  a  $R_{46} = 100\Omega$ . Stejně tak rezistor  $R_2$  na  $R_2 = 3k\Omega$  a  $R_{47} = 180\Omega$ . Přesné nastavení hodnoty  $R_3$  dosáhnou použitím víceotáčkového cermetového trimru 64Y1K s hodnotu  $R_3 = 1k\Omega$  a hodnota  $600\Omega$  na něm bude nastavena. Víceotáčkový cermetový trimr je použit s ohledem na stabilitu a přesnost nastavení. Hodnota rezistoru referenčního zdroje, má být podle katalogového listu [14]  $R = 2,5k\Omega$ . Tuto hodnotu dostaneme sériovým spojením rezistoru  $R_4 = 2,4k\Omega$  a  $R_{40} = 100\Omega$ .



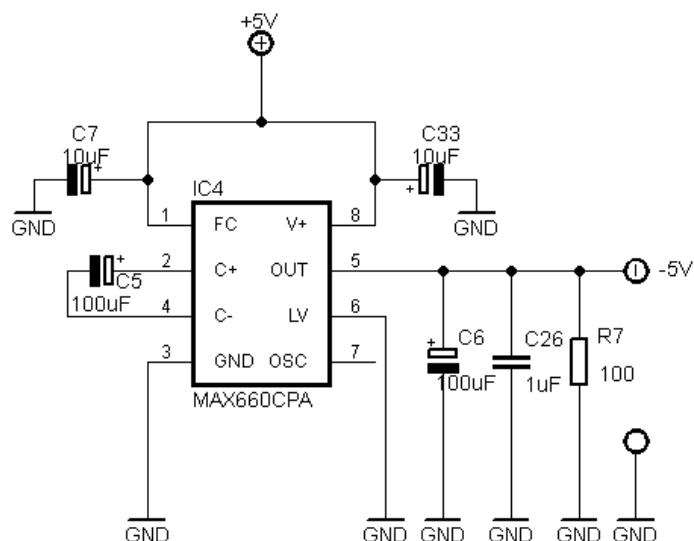
Obr. 3.3: Dílčí zapojení zdroje pro +5V s indikací vybitých akumulátorů

### 3.1.6 Zdroj záporného napětí

Protože budeme vyžadovat symetrické napájení většiny integrovaných obvodů, je potřeba vytvořit záporné napětí  $-U_b$ , tedy provést inverzi napájecího napětí  $U_b$ . Pro získání toho záporného napětí bude použit invertující napěťový měnič MAX660. Dle katalogového listu [16], pracuje MAX660 v rozsahu napájecího napětí  $1,5V \div 5,5V$  a invertuje toto kladné vstupní napětí na  $-1,5V$  až  $-5,5V$ . Použití tohoto invertoru je vhodné i proto, že při použití tří levných kondenzátorů dosahuje výstupní proud až  $100mA$ . Díky malému pracovnímu proudu  $I = 150\mu A$  je ideální pro bateriové aplikace, kde vyžadujeme malou spotřebu. Každý takovýto invertor zavádí do obvodu rušení. MAX660



pracuje se spínacím kmitočtem  $80\text{kHz}$ . Toto rušení jde poměrně snadno odfiltrovat. Integrovaný obvod je dostupný v 8-pinovém pouzdru DIP8 a pracuje se třemi externími kondenzátory. [16]

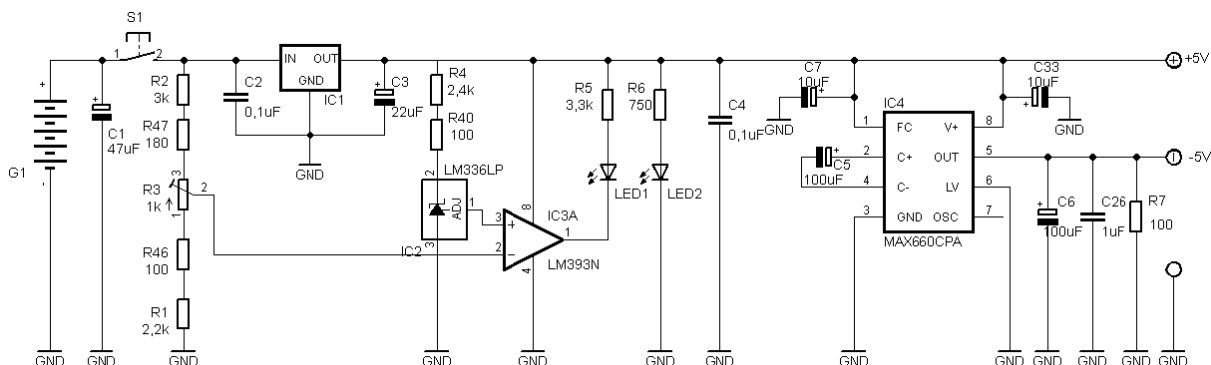


Obr. 3.4: Dílčí zapojení zdroje pro -5V s napěťovým měničem MAX660 [16]

Dle doporučení výrobce[16] byly zvoleny hodnoty použitých externích kondenzátorů a rezistoru:  $C_5 = 100\mu\text{F}$ ,  $C_6 = 100\mu\text{F}$ ,  $C_{26} = 1\mu\text{F}$ ,  $C_7 = 10\mu\text{F}$ ,  $C_{33} = 10\mu\text{F}$  a  $R_7 = 100\Omega$ . Pro udržení nízkého zvlnění výstupního napětí a pro aplikace, kde je vyžadován vysoký výstupní proud, doporučuje výrobce [16] použít paralelní kombinaci tantalového kondenzátoru  $C_6 = 100\mu\text{F}$  a keramického kondenzátoru  $C_{26} = 1\mu\text{F}$ .

### 3.1.7 Elektrické schéma bateriového zdroje

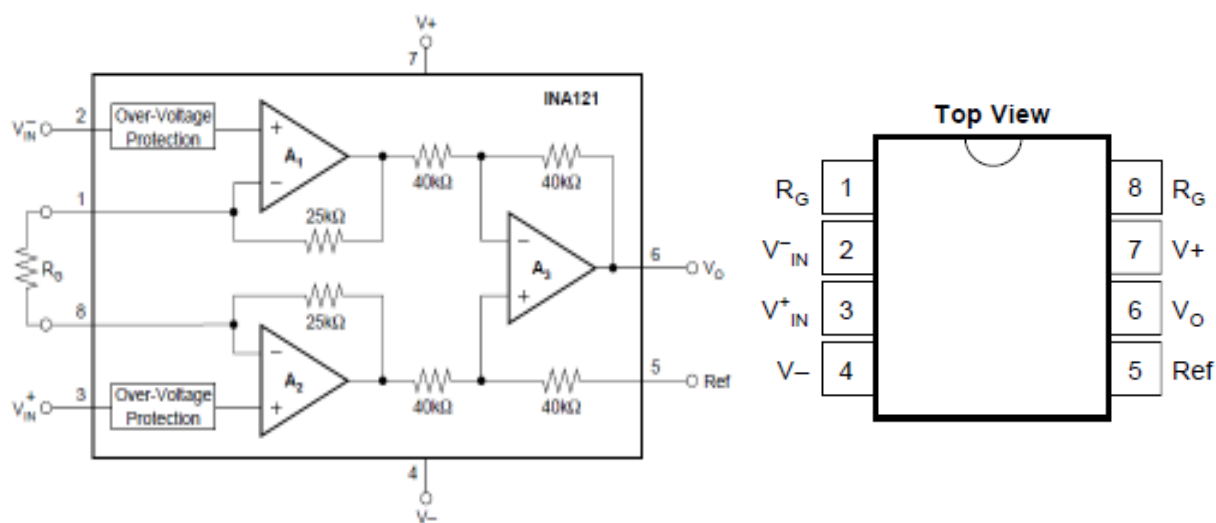
Na obr. 3.5 je uvedeno celkové zapojení zdroje, které obsahuje bateriový zdroj, stabilizátor napětí a obvod pro signalizaci vybitých akumulátorů. Záporné napětí  $-5\text{V}$  získáme pomocí invertoru napětí MAX1759.



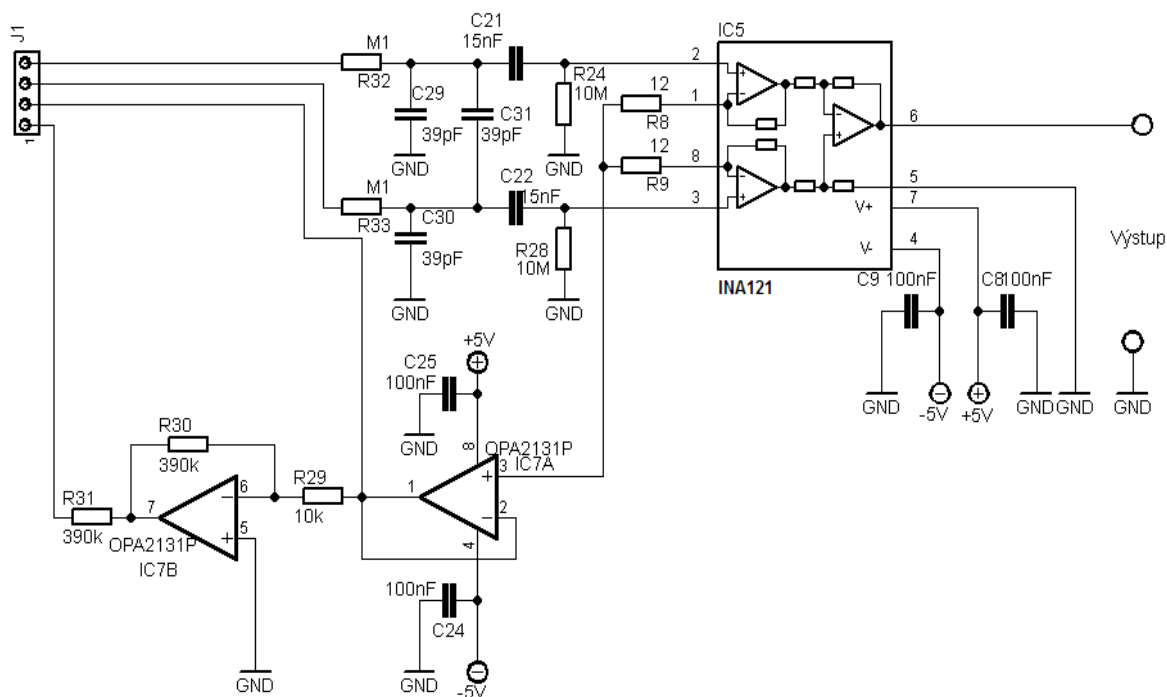
Obr. 3.5: Elektrické schéma bateriového zdroje

### 3.2 Návrh vstupního zesilovače

Přístrojový zesilovač INA121 bude napájen symetrickým napětím  $U_b = \pm 5V$ . Jak již bylo zmíněno v kap. 2.3, INA121 má v sobě zabudovaný obvod pro ochranu před statickým výbojem. Napětí na vstupu může stoupat až do  $\pm 40V$  aniž by došlo ke zničení obvodu. Nastavení zesílení se provádí rezistorem  $R_G$ . Závislost velikosti rezistoru  $R_G$  na zesílení  $G$  je uvedeno v tabulce 3.4. INA121 je laserem nastavovaný pro velmi malou hodnotu vstupní napěťové nesymetrie ( $\pm 200\mu V$ ) a malou hodnotu posuvu napětí ( $\pm 2\mu V/^{\circ}C$ ). Další předností tohoto zesilovače je nízký klidový proud, který dosahuje maximální hodnoty  $I_d = 0,525mA$ . Oddělení je provedeno oddělovacím zesilovačem OPA2131, který je zařazen mezi zemnicí elektrodu a pin  $R_G$ . INA121 bude použit v plastovém pouzdru DIP8. Díky FET tranzistorům na vstupu, má vysokou vstupní impedanci ( $10^{12}\Omega$ ) a dovoluje použít elektrody s velkou impedancí. Při doplňkové ochraně před elektrostatickým výbojem je díky takto vysoké impedanci možné, použít velké rezistory a malé hodnoty kondenzátorů.



Obr. 3.6: Vnitřní zapojení operačního zesilovače INA121 a pouzdro 8-Pin DIP operačního zesilovače INA121, převzato z [18]



Obr. 3.7: Doporučené zapojení INA121, dle [18]

Nastavení zesílení se realizuje volbou hodnoty rezistoru  $R_G$  zapojeného mezi piny 1 a 8.

Hodnoty rezistoru a jim příslušné zesílení je uvedeno v Tab. 3.3.

Požadované zesílení	$R_G[\Omega]$
1	NC
2	50,00k
5	15,50k
10	5,556k
20	2,632k
50	1,02k
100	505,1
200	251,3
500	100,2
1000	50,05
2000	25,01
5000	10,00
10000	5,001

Tab. 3.3: Hodnoty napěťového zesílení v závislosti na rezistoru  $R_G$ , NC-bez připojeného rezistoru, [18]

Hodnotu zesílení  $G$  a velikost výstupního napětí  $V_0$  lze vypočítat podle následujících vztahů:

$$G = 1 + \frac{50k}{R_G} . \quad (3.12)$$

$$V_0 = G \cdot (V_{IN}^+ - V_{IN}^-). \quad (3.13)$$

Protože předpokládáme zesílení aktivního členu v selektivním zesilovači  $A = 10$ , je postačující, aby zesílení INA121 bylo  $G = 2000$  a  $R_G = 25,01\Omega$ . Předpokládáme-li průměrnou hodnotu napětí alfa vln  $U_\alpha = 50\mu V$ , bude toto napětí dosahovat po zesílení v INA121 a TLC272 hodnoty řádově  $U_\alpha = 1V$ .

Vzhledem k tomu, že se na vstupu objeví současně jak signál z mozku, tak i stejnosměrné napětí z elektrod, je zapotřebí tuto stejnosměrnou složku odstranit. To je možné realizovat jednoduchým CR filtrem na vstupu zesilovače. Hodnoty jsou voleny s ohledem na frekvenci pohybových artefaktů. Frekvence alfa aktivity je v rozmezí  $f = 8 \div 13Hz$  a frekvence pohybových artefaktů je pod  $f = 1Hz$ . Můžeme tedy zvolit dolní mezní frekvenci pro tento filtr  $f_{mez} = 1Hz$ . Volíme hodnoty  $R_{24} = R_{26} = 10M\Omega$  a hodnoty  $C_{21} = C_{22}$  dopočítáme ze vztahu:

$$f_{mez} = \frac{1}{2\pi \cdot RC} \Rightarrow C_{21} = C_{22} = \frac{1}{2\pi \cdot f \cdot R_{24}} \quad (3.14)$$

Pro mezní frekvenci  $f_{mez} = 1Hz$

$$C_{21} = C_{22} = \frac{1}{2\pi \cdot f \cdot R_{24}} = \frac{1}{2\pi \cdot 1 \cdot 10 \cdot 10^6} = 15,9nF \quad (3.15)$$

Volíme hodnotu  $C_{21} = C_{22} = 15nF$ .

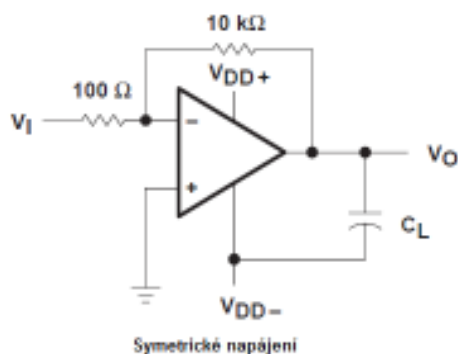
I když má INA121 integrovanou ochranu před statickým výbojem, zařadili jsme na vstupy zesilovače RC filtr pro další omezení statických výbojů a omezení napěťových špiček. Dodatečně tím snížíme riziko poškození vstupů zesilovače.

Filtr je složen z prvků:  $R_{32} = 100k\Omega, C_{29} = 39pF$  a  $R_{33} = 100k\Omega, C_{30} = 39pF$  a  $C_{31} = 39pF$ .

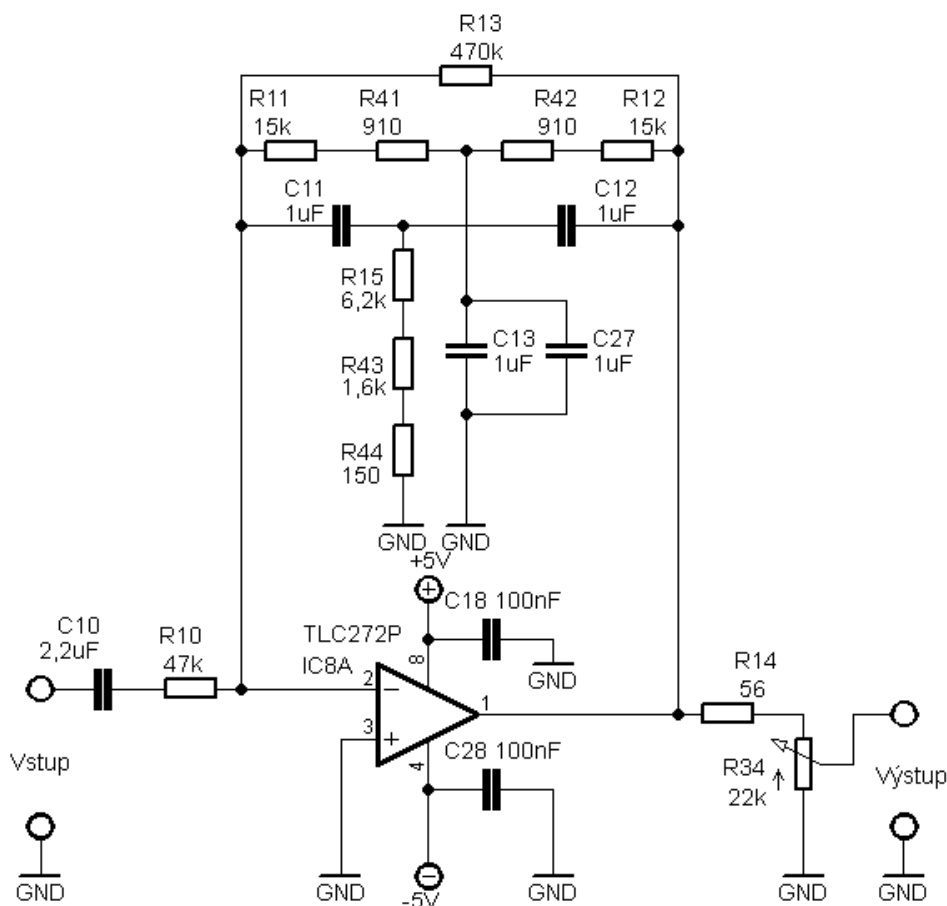
### 3.3 Návrh selektivního zesilovače

Filtrace signálu je provedena selektivním zesilovačem s dvojitým T-článkem, který je zapojený ve smyčce záporné zpětné vazby z výstupu do invertujícího vstupu operačního zesilovače TLC272. TLC272 má malé nesymetrické napájecí napětí  $V_{DD} = 5V$ , což jej dělá ideálním pro bateriově napájené aplikace. Pro naše účely je ale vhodnější, aby byl TLC272 napájen symetricky  $V_{DD} = \pm 5V$ , jak je ukázáno na obr. 3.8. Má malou vstupní napěťovou

nesymetrii  $V_{IO} = 10\text{mV}$ , velmi malý vstupní proudové předepnutí  $I_{IB} = 600\text{pA}$ , velkou rychlost přeběhu a malý vlastní šum, typicky  $150\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$  a při  $10\text{Hz}$ . Protože předpokládáme používání přístroje v místnosti, jsou všechny hodnoty vztaženy  $T_A = 25^\circ\text{C}$ , převzato z katalogového listu [19]. Díky těmto parametrům je TLC272 vhodný pro nízkofrekvenční a nízkovýkonové aplikace a jednou z jeho hlavních aplikací je použití do aktivních filtrů [19]. TLC272 má v sobě zabudovanou ochranu proti elektrostatickým výbojům, která zesilovač ochrání až do napětí  $2000\text{V}$ .



Obr. 3.8: Zapojení TLC272 se symetrickým napájením, převzato z [19]



Obr. 3.9: Zapojení selektivního zesilovače s dvojitým T-článkem

Symetrické napájení integrovaného obvodu TLC 272 je realizováno dle zapojení v katalogovém listu. [19]

Při výpočtu hodnot vycházíme ze vztahu:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \cdot C \cdot R}, \quad f_0 = 10\text{Hz}. \quad (3.16)$$

Přenos zesilovače je určen rezistory  $R_{10}$  a  $R_{13}$ .

$$A = \frac{R_{13}}{R_{10}}. \quad (3.17)$$

Volíme  $C_{11} = C_{12} = 1\mu\text{F}$  a vypočítáme  $R$  ze vztahu (15).

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot f_0 \cdot C_{11}} = \frac{1}{2\pi \cdot 10 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 15,91\text{k}\Omega, \quad (3.18)$$

Hodnotu  $R$  rozdělíme na  $R_{11} = R_{12} = 15\text{k}\Omega$  a  $R_{41} = R_{42} = 910\Omega$

$$C_i = 2C_{11} = 2 \cdot 1 \cdot 10^{-6} = 2\mu\text{F}, \quad (3.19)$$

Hodnotu  $C_i = 2\mu\text{F}$  dostaneme zařazením dvou paralelních kondenzátorů  $C_{13} = C_{27} = 1\mu\text{F}$ .

$$R_i = \frac{R_{11}}{2} = \frac{15,91 \cdot 10^6}{2} = 7,95\text{k}\Omega. \quad (3.20)$$

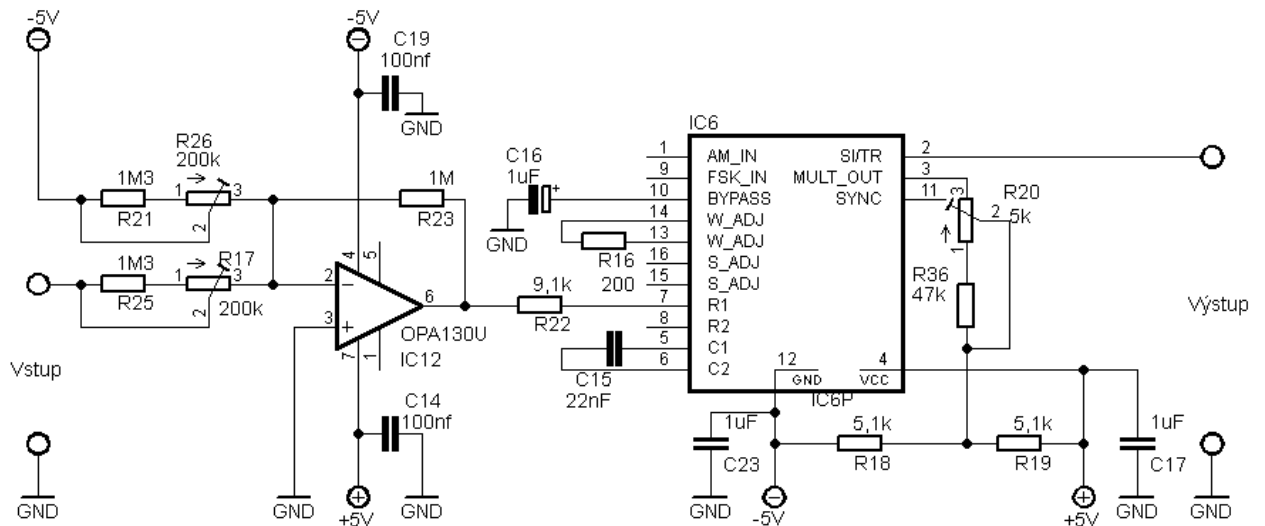
Hodnotu  $R_i = 7,95\text{k}\Omega$  dostaneme sériovou kombinací  $R_{15} = 6,2\text{k}\Omega$ ,  $R_{43} = 1,6\text{k}\Omega$  a  $R_{44} = 150\Omega$ .

Aby byla zachována podmínka  $C_{10} \cdot R_{10} \gg C_{11} \cdot R_{11}$  volíme  $C_{10} = 2,2\mu\text{F}$  a  $R_{10} = 47\text{k}\Omega$ .

Potom pro  $A = 10$ , platí  $R_{13} = A \cdot R_{10} = 10 \cdot 47 \cdot 10^3 = 470\text{k}\Omega$ .

### 3.4 Návrh nízkofrekvenčního oscilátoru

XR2206 je monolitický funkční generátor, který generuje velmi kvalitní sinusové vlny s malým zkreslením. Při napájecím napětí  $U_b = \pm 5\text{V}$  má proudový odběr maximálně 20mA. Vstupní impedance generátoru je  $Z_{VST} = 100\text{k}\Omega$ .



Obr. 3.10: Doporučené zapojení XR2206 pro generování sinusové vlny, dle [21]

Pro generování sinusové vlny je dle výrobce [21] zařazen mezi piny 13 a 14 rezistor  $R_{16} = 200\Omega$ . Teplotní stabilita systému je optimální při  $4k\Omega < R_i < 200k\Omega$  a doporučená hodnota  $C$  je v rozmezí  $1000pF$  až  $100\mu F$ . Volíme  $R_i = R_{36} + R_{20} = 50k\Omega$ . Hodnotu  $R_i$  rozdělím na  $R_{36} = 47k\Omega$  a víceotáčkový cermetový trimr  $R_{20} = 5k\Omega$ , pomocí kterého nastavíme přesnou hodnotu. Cermetový trimr je zvolen s ohledem na stabilitu a přesnost nastavení. Doporučená hodnota kondenzátoru  $C_{15}$  je dle [21] v rozmezí  $1000pF < C_{15} < 100\mu F$ .  $C_{15} = 22nF$ .

Výstupní frekvence sinusových vln je nastavována pomocí kmitočtové modulace.

Pro frekvence:

$$f_0 = 800Hz$$

$$f_1 = 1000Hz$$

$$f_2 = 600Hz$$

a

$$C_{15} = 22nF$$

Vypočítáme proudy  $I_T$  ze vzorce, uvedeného v katalogovém listu [21].

$$f = \frac{320 \cdot I_T (mA)}{C(\mu F)} \quad (3.21)$$

$$I_{T0}(mA) = \frac{f_0 \cdot C_{15}(\mu F)}{320} = \frac{800 \cdot 0,022}{320} = 0,055mA = 55\mu A \quad (3.22)$$

$$I_{T1}(mA) = \frac{f_1 \cdot C_{15}(\mu F)}{320} = \frac{1000 \cdot 0,022}{320} = 0,0687mA' = 68,7\mu A \quad (3.23)$$

$$I_{T2}(mA) = \frac{f_2 \cdot C_{15}(\mu F)}{320} = \frac{600 \cdot 0,022}{320} = 0,0413mA' = 41,3\mu A \quad (3.24)$$

Všechny tři proudy vyhovují podmínce  $1\mu A < I_T < 3mA$  [21].

$$R_{22} = \frac{U_{výst} - U_{P7}}{I_{T0}} = \frac{3,5 - 3}{55 \cdot 10^{-6}} = 9,09k\Omega \quad (3.25)$$

Zvolíme nejbližší hodnotu existujícího rezistoru  $R_{22} = 9,1k\Omega$ .

Vzhledem ke vstupnímu odporu zesilovače OPA130 ( $10^{13}\Omega$ ) [20], je možné zvolit  $R_{23} = 1M\Omega$ .

$$U_{výst} = -U_{vst} \cdot \frac{R_{23}}{R_{2621}}, \quad U_{výst} = 3,5V, U_{vst} = -5V, \quad (3.26)$$

$$R_{2621} = -U_{vst} \cdot \frac{R_{23}}{U_{výst}} = 5 \cdot \frac{1 \cdot 10^6}{3,5} = 1,43M\Omega \quad (3.27)$$

Rezistor  $R_{2621}$  rozdělíme na pevnou a proměnnou část. Pevný rezistor je  $R_{21} = 1,3M\Omega$ , a proměnná  $R_{26} = 200k\Omega$ , byl zvolen víceotáčkový cermetový trimr 64Y200K, kvůli přesnému nastavení hodnoty a zajištění stability.

Aby bylo možné vypočítat hodnotu  $R_{2517}$ , je potřeba napřed vypočítat, jak se změní napětí za invertorem při změně frekvence na  $f_1 = 1000Hz$ .

Je dán proud, který vystupuje z invertoru:

$$I_{T1}(mA) = \frac{f_1 \cdot C_{15}(\mu F)}{320} = \frac{1000 \cdot 0,022}{320} = 0,0687mA' = 68,7\mu A \quad (3.28)$$

Známe hodnotu rezistoru  $R_{22} = 9,1k\Omega$  a  $R_{23} = 1M\Omega$ , předpětí pinu 7 je  $U_{P7} = 3V$  a zajímá nás hodnota  $U_{výst1}$ .

$$I_{T1} = \frac{U_{výst1} - U_{P7}}{R_{22}} \Rightarrow U_{výst1} = I_{T1} \cdot R_{22} + U_{P7} = 68,7 \cdot 10^{-6} \cdot 9,1 \cdot 10^3 + 3 = 3,62V \quad (3.29)$$

$$R_{2517} = -U_{vst} \cdot \frac{R_{23}}{U_{výst1}} = 5 \cdot \frac{1 \cdot 10^6}{3,62} = 1,38M\Omega \quad (3.30)$$



Tato hodnota bude opět rozdělena na pevnou a proměnnou část. Pevný rezistor bude  $R_{25} = 1,3M\Omega$ , metalizovaný rezistor RR1M3. Proměnná část pak  $R_{17} = 200k\Omega$ , opět byl zvolen cermetový trimr 64Y200K.

Nyní je potřeba vypočítat hodnoty pro  $f_2 = 600Hz$ :

$$I_{T2} = \frac{U_{výst2} - U_{P7}}{R_{22}} \Rightarrow U_{výst2} = I_{T2} \cdot R_{22} + U_{P7} = 41,3 \cdot 10^{-6} \cdot 9,1 \cdot 10^3 + 3 = 3,37V \quad (3.31)$$

$$R_{2517} = -U_{vst} \cdot \frac{R_{23}}{U_{výst2}} = 5 \cdot \frac{1 \cdot 10^6}{3,37} = 1,48M\Omega. \quad (3.32)$$

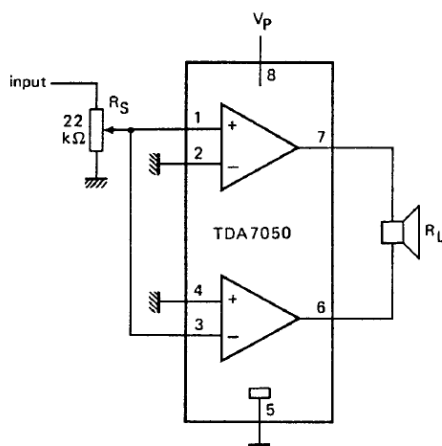
Opět bylo provedeno rozdělení na pevnou a proměnnou část. Je možné použití stávajících hodnot. Pevná část  $R_{25} = 1,3M\Omega$  a proměnná:  $R_{17} = 200k\Omega$ .

### 3.5 Nastavení citlivosti

Citlivost přístroje bude nastavována pomocí potenciometru  $R_{34} = 22k\Omega$  na Obr. 3.9. Tímto potenciometrem nastavujeme strmost kmitočtové charakteristiky, tedy kmitočtový zdvih. Určujeme tím, jak moc hlasitá bude odezva na signál alfa vln.

### 3.6 Návrh výkonového zesilovače

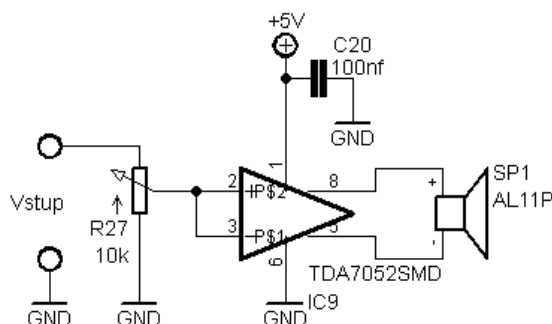
Protože předpokládáme na výstupu alfa monitoru reproduktor, je potřeba signál zesílit výkonovým zesilovačem s výkonovým zesílením do  $100mW$ . Použili jsme výkonový zesilovač TDA7050. TDA7050, je nízkonapětový výkonový zesilovač, s velmi malým klidovým proudem  $I = 3,2mA$ . Díky těmto parametrům je vhodný pro bateriově napájené aplikace. Jeho oblast použití je v oblasti malých rádií v mono nebo stereo aplikacích. [22] Typické zapojení TDA7050 je na Obr. 3.11.



Obr. 3.11: Doporučené zapojení výkonového zesilovače TDA7050, převzato z [22]

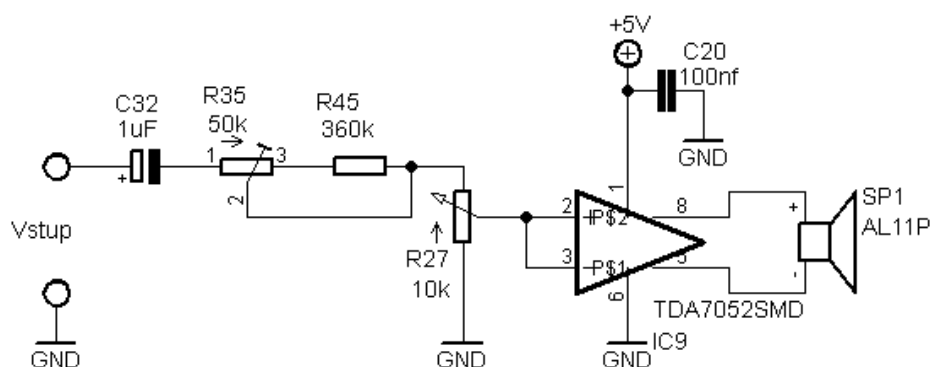
### 3.7 Návrh regulátoru hlasitosti

Člověk vnímá změnu hlasitosti logaritmicky. Hlasitost bude nastavována logaritmickým potenciometrem na vstupu výkonového zesilovače. Vzhledem ke vstupnímu odporu zesilovače TDA7050 [22], volíme logaritmický potenciometr  $R_{27} = 10k\Omega$ .



Obr. 3.12: Doporučené zapojení R27 jako regulátoru hlasitosti, dle [22]

### 3.8 Návrh koncového stupně



Obr. 3.13: Zapojení reproduktoru SMP 40/32 a výkonového zesilovače TDA7050 [22],[24]

Maximální výkon koncového stupně úmyslně omezíme na  $P_{MAX} = 100mW$ , abychom zajistili, že zvuk z reproduktoru nebude příliš hlasitý. Jako koncový stupeň jsme použili miniaturní reproduktor SMP 40/32 [24], s vnitřním odporem  $R_{rep} = 32\Omega$ . K tomu abychom dostali  $P_{MAX} = 100mW$ , musí být maximální výstupní napětí z výkonového zesilovače TDA7050 rovno:

$$U_{MAX} = \sqrt{P_{MAX} \cdot R_{rep}} = \sqrt{100 \cdot 10^{-3} \cdot 32} = 1,78V \quad (3.33)$$

K tomu abychom toto napětí získali, je potřeba zjistit amplitudu sinusových vln generovaných funkčním generátorem XR2206 a zesílení výkonového zesilovače TDA7050. A děličem napětí omezit napětí na vstupu zesilovače tak, aby po průchodu signálu zesilovačem a jeho zesílení, bylo napětí maximálně rovno  $U_{MAX}$ . Amplitudu sinusových vln zjistíme z katalogového listu XR2206 [21], Obr. 3.14.

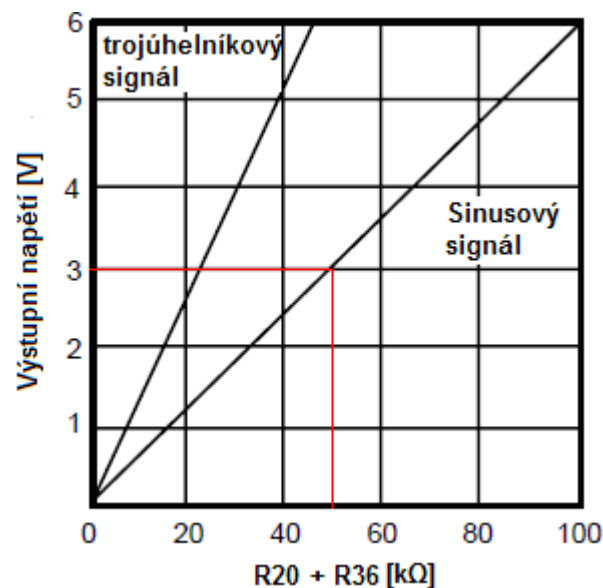
V katalogového listu TDA7050 [22] je udána hodnota maximálního zesílení  $G_V = 27,5dB$ . Bereme v úvahu maximální hodnotu  $G_V$  pro maximální hodnotu  $U_{MAX}$ , při menší hodnotě  $G_V$  bude i menší hodnota  $U_{MAX}$ , a proto nedojde k překročení  $P_{MAX} = 100mW$ .

Vypočítáme tedy hodnotu napětí, které je potřeba přivést na vstup zesilovače:

$$G_V = 20 \log A, \text{ z toho } A = 10^{\frac{G_V}{20}} = 10^{\frac{27,5}{20}} = 23,7 \quad (3.34)$$

Potom vstupní napětí zesilovače je

$$A = \frac{U_{MAX}}{U_{VST}} \rightarrow U_{VST} = \frac{U_{MAX}}{A} = \frac{1,78}{23,7} = 0,075V \quad (3.35)$$



Obr. 3.14: Závislost hodnoty  $R20 + R36$ , připojeného na pin 3 generátoru XR2206 na výstupní amplitudě sinusových vln, převzato z [21]

Z obr. 3.14 je zřejmé, že při  $R_{20} = 50k\Omega$  je amplituda sinusových vln  $U_{SIN} = 3V$ . Toto napětí je potřeba omezit děličem napětí na  $U_{VST} = 0,075V$ . Pro účel výpočtu zavedeme substituci:

$$R_{35} + R_{45} = R_i \quad (3.36)$$

$$U_{VST} = \frac{R_{27}}{R_{27} + R_i} \cdot U_{SIN} \rightarrow U_{VST} \cdot (R_{27} + R_i) = U_{SIN} \cdot R_{27} \quad (3.37)$$

$$U_{VST} \cdot R_{27} + U_{VST} \cdot R_i = U_{SIN} \cdot R_{27} \rightarrow U_{SIN} \cdot R_{27} - U_{VST} \cdot R_{27} = U_{VST} \cdot R_i \quad (3.38)$$

$$R_{27} \cdot (U_{SIN} - U_{VST}) = U_{VST} \cdot R_i \rightarrow R_{27} = \frac{U_{VST} \cdot R_i}{U_{SIN} - U_{VST}} \quad (3.39)$$

Pokud do toho vzorce dosadíme již známé hodnoty, dostaneme vztah:

$$R_{27} = \frac{0,075}{3 - 0,075} \cdot R_i \rightarrow R_{27} = 0,0256 \cdot R_i \quad (3.40)$$

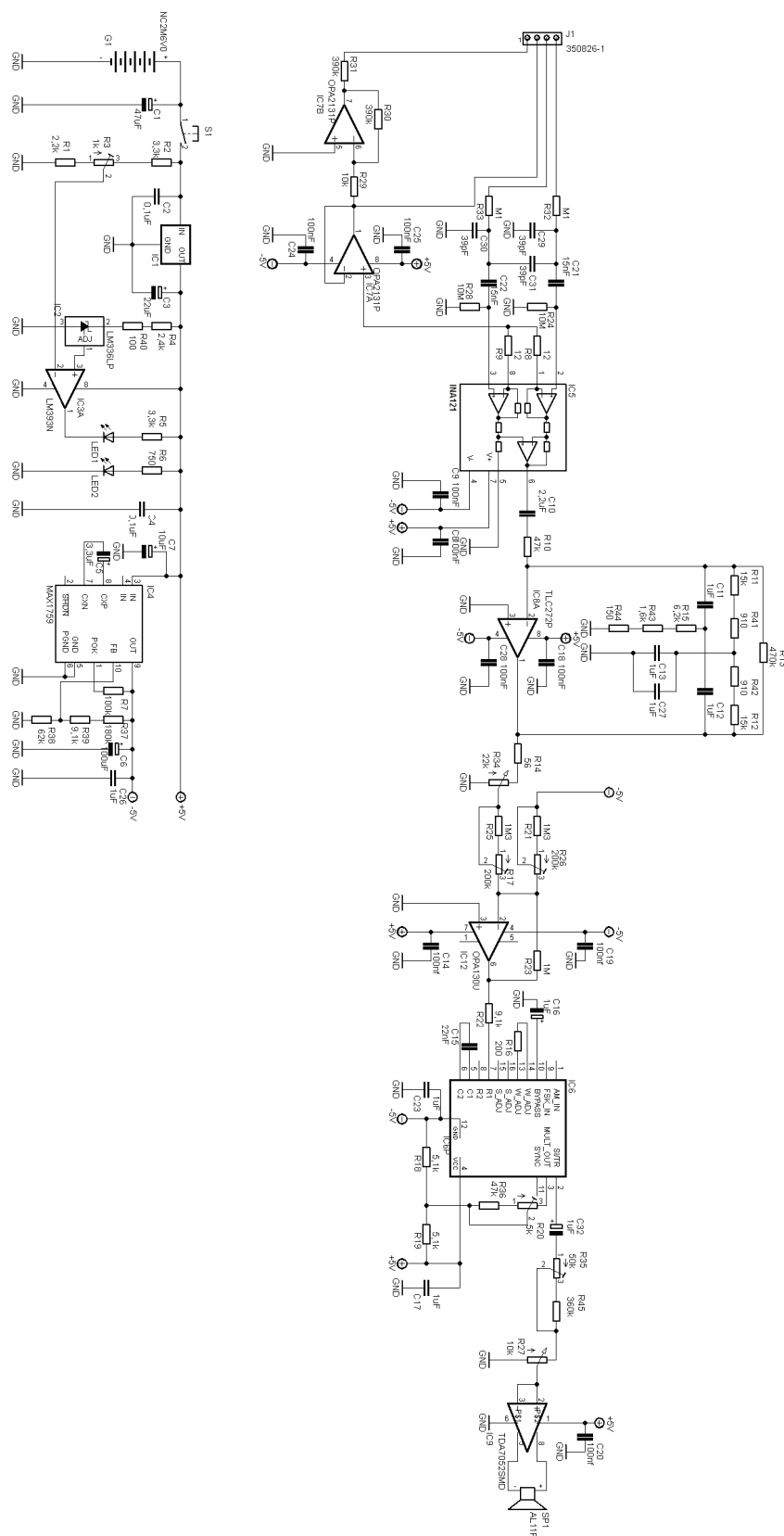
Vzhledem ke vstupnímu odporu zesilovače TDA7050 [22], volíme rezistor  $R_{27} = 10k\Omega$  a dopočítáme hodnotu  $R_i$ .

$$R_i = \frac{R_{27}}{0,0256} = \frac{10 \cdot 10^3}{0,0256} = 390k\Omega \quad (3.41)$$

Když tuto hodnotu dosadíme do substituce  $R_{35} + R_{45} = R_i$ , můžeme ji rozdělit na nastavitelnou část  $R_{35} = 50k\Omega$  a pevný rezistor  $R_{45} = 360k\Omega$ . Pro přesné nastavení a zajištění stability nastavitelné části, byl zvolen cermetový trimr 64Y50K.

## 4 Celkové elektrické schéma Alfa monitoru

Pro názornost je v příloze celkové schéma Alfa monitoru uvedeno ve větším formátu.



Obr. 4.1: Celkové elektrické schéma Alfa monitoru

## 5 Závěr

Úkolem diplomové práce bylo navrhnout elektrické schéma Alfa monitoru. Alfa monitor je neurologicko-terapeutický přístroj, pro vytvoření EEG biologické zpětné vazby, pomocí které je uživatel schopen se naučit účinně relaxovat. Pokud se uživatel se nachází ve stavu relaxace, může být na povrchu hlavy registrována alfa aktivita pomocí EEG elektrod. Signál z elektrod je v přístroji v reálném čase zpracován a pomocí akustického měniče je uživateli zprostředkována informace o přítomnosti či absenci alfa aktivity.

Prostřednictvím elektrod dochází k propojení pacienta a přístroje. Je proto velmi nebezpečné používat jakékoliv zdroje napojené na síťové napájení, které by mohlo ohrozit uživatele nebezpečným elektrickým proudem. Z důvodu tohoto bezpečnostního opatření, jsem zvolil bateriové napájení nízkým bezpečným napětím. Přístroj jsem navrhoval s ohledem na jeho nízkou spotřebu a vybíral jsem součástky tak, aby svými parametry byly vhodné pro aplikace, které jsou napájeny bateriově. Alfa monitor je vybaven indikací vybitých akumulátorů, aby bylo poznat, když je zapotřebí akumulátory vyměnit.

Většina použitých integrovaných obvodů je napájena symetrickým napětím  $\pm 5V$ . K vytvoření záporného napětí  $-5V$  jsem použil napěťový invertor MAX660, který kladné vstupní napětí invertuje na záporné. Elektrická aktivita registrovaná elektrodami je pro zpracování velmi malá, proto jsem ji zesílil přístrojovým zesilovačem INA121. Protože na vstupu zesilovače bude jak signál z mozku, tak i stejnosměrné napětí z elektrod, použil jsem na potlačení tohoto napětí CR filtr. I když je INA121 vybavena vnitřní ochranou proti elektrostatickému výboji, zařadil jsem na vstup RC filtr pro omezení statických výbojů a napěťových špiček. Tím jsem dosáhl větší ochrany vstupních obvodů zesilovače. Takto zesílený signál obsahuje ale i frekvenční složky mimo pásmo alfa vln. Selektivním zesilovačem TLC272 s dvojitým T-článkem zapojeným ve smyčce záporné zpětné vazby jsem provedl filtraci s  $f_{\min} = 10Hz$ ,  $f_{\min} = 8Hz$  a  $f_{\max} = 13Hz$  a dodatečné zesílení signálu. K nastavení citlivosti jsem použil lineární potenciometr, jímž je nastavován kmitočtový zdvih. V případě, že bude na výstupu selektivního zesilovače signál odpovídající frekvenčnímu rozsahu, bude funkční generátor XR2206 generovat sinusové vlny v rozsahu  $600 \div 1000Hz$ . Frekvenční modulaci jsem provedl na vstupu generátoru. Tento signál jsem přivedl na výkonový zesilovač TDA7050 a na miniaturní reproduktor SMP40/32. Akustické podněty jsem zvolil z důvodu, že alfa aktivita je blokována nebo

velice silně tlumena otevřením očí. Použití světelných podnětů, je tedy nevhodné. Maximální výkon reproduktoru jsem úmyslně omezil napěťovým děličem na vstupu výkonového zesilovače na  $P_{MAXn} = 100mW$ , aby zvuk nebyl příliš hlasitý. K nastavení hlasitosti slouží logaritmický potenciometr na vstupu výkonového zesilovače.

V příloze jsem uvedl celkové elektrické schéma Alfa monitoru a rozpisu součástek. Celkové schéma jsem pro přehlednost zobrazil ve větším formátu. Domnívám se, že tímto je zadání diplomové práce splněno.

## 6 Seznam literatury

- [1] VRÁNA, Milan, NETUŠIL, Miroslav. *Lékařská elektrotechnika*. 1. vyd. Praha: Avicem, zdravotnické nakladatelství, 1975. 328 s. ISBN 08-017-75.
- [2] CHMELÁŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. 192 s. ISBN 80-85867-63-X.
- [3] ROZMAN, Jiří. *Terapeutická technika*. 1. vyd. Brno: MJ servis, 2000. 126 s. ISBN 80-214-1488-X.
- [4] PUNČOCHÁŘ, Josef. *Operační zesilovače v elektronice*. 5. vyd. Praha: Nakladatelství BEN-technická literatura, 2005. 496 s. ISBN 80-7300-059-8
- [5] BIČIŠTĚ, Jan. *Biofyzika, učební texty*. Brno: Střední průmyslová škola elektrotechnická, 1996.
- [6] MIŠUREC, Jiří, CHMELÁŘ, Milan. *Elektroencefalografie*. 1. vyd. Brno : IDV SZP, 1990. 194 s. ISBN 80-7013-080-6.
- [7] VALEČKO, Zdeněk. *Bioelektronika*. 1. vyd. Praha : BEN - technická literatura, 2005. 224 s. ISBN 80-7300-122-5.
- [8] HANUS, Stanislav, SVAČINA, Jiří. *Vysokofrekvenční a mikrovlnná technika*. 1. vyd. Brno : FEKT VUT, 2002. 210 s. ISBN 80-214-2222-X.
- [9] *Stress Relief Tools* [online]. c2009 , 16.3.2009 [cit. 2009-05-01]. Dostupný z WWW: <<http://www.stress-relief-tools.com/how-biofeedback-works.html>>.
- [10] *EEG Biofeedback* [online]. 1.5.2009 [cit. 2009-05-01]. Dostupný z WWW: <<http://www.eegbiofeedback.cz/cesky/cesky.php?menu=1>>.
- [11] *Chipsinfo* [online]. 25.10.2008 [cit. 2009-05-01]. Dostupný z WWW: <<http://www.chipsinfo.com/TI/INA121.htm>>.
- [12] HÁJEK, Karel; SEDLÁČEK, Jiří. *Kmitočtové filtry*. Vyd.1. Praha : BEN-technická literatura, 2002. 536 s. ISBN 80-7300-023-7.
- [13] *LE50ABZ Data Sheet* [pdf]. Katalogový list napěťového stabilizátoru LE50ABZ od firmy STMicroelectronic. Poslední aktualizace 4/2010 Dostupné z URL: <<http://www.st.com/>>.
- [14] *LM136Z-2,5 Data Sheet* [pdf]. Katalogový list zdroje referenčního napětí LM136-2,5 od firmy National Semiconductor. Poslední aktualizace 6/2005 Dostupné z URL: <<http://www.national.com/>>.



- [15] *LM393N Data Sheet* [pdf]. Katalogový list napěťového komparátoru LM393N od firmy National Semiconductor. Poslední aktualizace 8/2002 Dostupné z URL: <<http://www.national.com/>>.
- [16] *MAX660 Data Sheet* [pdf]. Katalogový list napěťového stabilizátoru MAX660 od firmy MAXIM. Poslední aktualizace 9/1996 Dostupné z URL: <<http://www.maxim-ic.com/>>.
- [17] *OPA2131P Data Sheet* [pdf]. Katalogový list operačního zesilovače OPA2131P od firmy Burr-Brown. Poslední aktualizace 9/2004 Dostupné z URL: <<http://www.datasheetcatalog.com/>>.
- [18] *INA121 Data Sheet* [pdf]. Katalogový list přístrojového zesilovače INA121 od firmy Burr-Brown. Poslední aktualizace 4/2010 Dostupné z URL: <<http://www.datasheetcatalog.com/>>.
- [19] *TLC272P Data Sheet* [pdf]. Katalogový list selektivního zesilovače TLC272P od firmy Texas instrument. Poslední aktualizace 5/2010 Dostupné z URL: <<http://www.ti.com/>>.
- [20] *OPA130 Data Sheet* [pdf]. Katalogový list operačního zesilovače OPA130 od firmy Burr-Brown. Poslední aktualizace 9/2004 Dostupné z URL: <<http://www.datasheetcatalog.com/>>.
- [21] *XR2206 Data Sheet* [pdf]. Katalogový list monolitického funkčního generátoru XR2206 od firmy Exar. Poslední aktualizace 2/2008 Dostupné z URL: <<http://www.exar.com/>>.
- [22] *TDA7050 Data Sheet* [pdf]. Katalogový list výkonového zesilovače TDA7050 od firmy Philips Semiconductor. Poslední aktualizace 11/2000 Dostupné z URL: <<http://www.npx.com/>>.
- [23] *Manomer Medikal* [online]. 14.10.2009 [cit. 2010-05-11]. NeXus Sensörleri. Dostupné z WWW: <<http://www.monomermedikal.com/webdoc/sensors/sensorler.htm>>.
- [24] *SPM 40/32 : GES-ELECTRONICS* [online]. c2010 [cit. 2010-05-11]. SPM 40/32. Dostupné z WWW: <<http://www.ges.cz/spm-4032-ges10000086.html>>.
- [25] *MLAIME EEG Clip Electrodes* [online]. c2010 [cit. 2010-05-11]. EEG Clip Electrodes . Dostupné z WWW: <<http://www.adinstruments.com/products/hardware/research/product/MLAIME/>>.
- [26] *GP ReCyko. : application/pdf objekt* [online]. 27.10.2008 [cit. 2010-05-12]. Recyko.pdf. Dostupné z WWW: <<http://www.gprecyko.com/en/pdf/recyko.pdf>>.

- [27] *LED-HLMP-K150 Data Sheet* [pdf]. Katalogový list LED diody HLMP-150 od firmy Fairchild Semiconductor. Poslední aktualizace 9/2004 Dostupné z URL: <<http://www.fairchildsemi.com/>>.
- [28] *L-424GDT Data Sheet* [pdf]. Katalogový list LED diody L-424GDT od firmy Kingbright. Poslední aktualizace 4/2010 Dostupné z URL: <<http://www.kingbright.com/>>.
- [29] *Biofeedback : Biofeedback, zpětná vazba, biologická, biologická zpětná vazba* [online]. 06. 12. 2005 [cit. 2010-05-16]. Biofeedback. Dostupné z WWW: <<http://programujte.com/?akce=clanek&cl=2005120301-biofeedback>>.
- [30] NOVOTNÝ, V., VOREL, P., PATOČKA, M. *Napájení elektronických zařízení:přednášky*. Brno: VUT FEKT, 2003. 1. Vydání, 140 s. ISBN 80-2142-5.

# **PŘÍLOHY**

II

## Příloha B: ROZPISKA SOUČÁSTEK

Rezistory			
Součástka	Hodnota	Pouzdro	Poznámka
R1	2,2kΩ	204	0,5 W
R2	3kΩ	204	0,5 W
R4	2,4kΩ	204	0,5 W
R5	3,3kΩ	204	0,5 W
R6	750Ω	204	0,5 W
R7, R32, R33	100kΩ	204	0,5 W
R8,R9	12Ω	204	0,5 W
R10	47kΩ	204	0,5 W
R11, R12	15kΩ	204	0,5 W
R13	470kΩ	204	0,5 W
R14	56Ω	204	0,5 W
R15	6,2kΩ	204	0,5 W
R16	200Ω	204	0,5 W
R18, R19	5,1kΩ	204	0,5 W
R21,R25	1,3MΩ	204	0,5 W
R22	9,1kΩ	204	0,5 W
R23	1MΩ	204	0,5 W
R24,R28	10MΩ	207	1 W
R29	10kΩ	204	0,5 W
R30, R31	390kΩ	204	0,5 W
R36	47kΩ	204	0,5 W
R37	180kΩ	204	0,5 W
R38	62kΩ	204	0,5 W
R39	9,1kΩ	204	0,5 W
R40, R46, R47	100Ω	204	0,5 W
R41, R42	910Ω	204	0,5 W
R43	1,6kΩ	204	0,5 W
R44	150	204	0,5 W
R45	360kΩ	204	0,5 W

Rezistory R24 a R28 jsou metalizované s příkonem 1W. Všechny ostatní rezistory jsou metalizované s příkonem 0,5W. Kontroloval jsem výkonové ztráty rezistoru a nikde nebyla hodnota překročena.

Příklad výpočtu pro rezistor  $R_4$  na kterém na napětí ze stabilizátoru  $U = 5V$

$$P = \frac{U^2}{R_4} = \frac{5^2}{2,4 \cdot 10^3} = 0,01W$$

Proměnné rezistory			
Součástka	Hodnota	Typ	Poznámka
R3	1k $\Omega$	64Y1k	Cermetový trimr
R17, R26	200k $\Omega$	64Y200k	Cermetový trimr
R20	5k $\Omega$	64Y5k	Cermetový trimr
R35	50k $\Omega$	64Y50k	Cermetový trimr
R27	10k $\Omega$	PC16MGK010	potenciometr logaritmický
R34	22k $\Omega$	PC16MLK025	potenciometr lineární

Kondenzátory			
Součástka	Hodnota	Typ	Poznámka
C1	47 $\mu$ F	E47M/10V	rozteč 2 mm, elyt. radiální
C2	0,1 $\mu$ F	CF2-100N/J	rozteč 5 mm, foliový
C3	22 $\mu$ F	E22M/10VM	rozteč 1,5mm, elyt. radiální
C4, C8, C9, C14 C19, C20, C18, C24, C25, C28	0,1 $\mu$ F	CK100N/X7R	rozteč 5,08mm, keramický
C5	3,3 $\mu$ F	E3M3/50V	rozteč 2 mm, elyt. radiální
C6	100 $\mu$ F	CT100M/6,3V	rozteč 2,54mm, tantalový
C7	10 $\mu$ F	CT10M/6,3V	rozteč 2,54mm, tantalový
C10	2,2 $\mu$ F	MKS2-2M2/50V	rozteč 5mm, foliový
C11, C12, C13, C27	1 $\mu$ F	CF1-1M0/J	rozteč 5mm, foliový
C15	22nF	MKS2-22N/63V	rozteč 2,2mm, foliové
C16, C32	1 $\mu$ F	E1M/50V-HB	rozteč 2mm, elyt. Radiální
C17, C23, C26	1 $\mu$ F	CK1M/50V X7R	rozteč 5,08mm, keramický
C21, C22	15nF	CK15N X7R	rozteč 5,08mm, keramický
C29, C30, C31	39pF	CKS39P/50V	rozteč 5,08mm, keramický

Typy rezistorů, proměnných rezistorů a kondenzátorů a jejich hodnoty jsou voleny z katalogu GM electronic 2010.

LED Diody		
Součástka	Název	Poznámka
LED 1	HLMP-K150	nízkopříkonová, $\varnothing = 3,5\text{mm}$
LED 2	L-424GDT	$\varnothing = 3,5\text{mm}$

<b>Integrované obvody</b>		
<b>Součástka</b>	<b>Název</b>	<b>Pouzdro</b>
IC1	LE50ABZ	TO-92
IC2	LM336-2,5	TO-92
IC3	LM393N	SOIC
IC4	MAX660	DIP8
IC5	INA121	DIP8
IC6	XR2206	PDIP16
IC7	OPA2131P	DIP8
IC8	TLC272	DIP8
IC9	TDA7050	DIL8
IC12	OPA130	DIP8

<b>Ostatní</b>		
<b>Součástka</b>	<b>Typ</b>	<b>Poznámka</b>
X1	SPM40/32	Miniaturní reproduktor
X2	P-DTE6GR	Tlačítkový spínač
X3	K205	4krát přístrojová svorka
X4		Pouzdro na 6 tužkových akumulátorů typu R6 AA